

Aus der Klinik für
Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde,
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
(Direktor: Prof. Dr. M. Hannig)

**In-vitro-Untersuchung zur marginalen und internen Adaptation
verschiedener Haftvermittler und Komposite in Klasse-II-Kavitäten**

***Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors
der Zahnmedizin der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES
2008***

vorgelegt von:

Christoph Schoppe

geb. am 29.09.1974 in Saarbrücken

1 Zusammenfassung / Summary.....	3
2 Einleitung.....	7
2.1. Anwendung direkter Kompositrestaurationen.....	7
2.2. Zusammensetzung und Materialeigenschaften der Komposite.....	8
2.3. Haftverbund.....	11
2.4. Unterteilung der Adhäsivsysteme.....	14
2.5. Methoden zur Randschlussanalyse.....	15
2.7. Fragestellung.....	17
3 Material und Methode.....	19
3.1. Die Präparation der Kavitäten.....	19
3.2. Das Legen der Füllungen.....	20
3.3. Die Herstellung der Replikamodelle.....	26
3.4. Thermischer und mechanischer Belastungstest.....	26
3.5. Die rasterelektronenmikroskopische Analyse des Füllungsrandes..	27
3.6. Der Farbpenetrationstest.....	32
3.7. Datenauswertung.....	34
4 Ergebnisse.....	34
4.1. Rasterelektronenmikroskopische Füllungsrandanalyse.....	34
4.1.1. Füllungsrandanalyse im Bereich der approximalen schmelzbegrenzten Restaurationsränder.....	34
4.1.2. Füllungsrandanalyse im Bereich der approximalen dentinbegrenzten Restaurationsränder.....	41
4.2. Interne Adaptation an der Grenzfläche zwischen Komposit und Dentin (Farbstoffpenetrationstest).....	54

5 Diskussion.....	62
5.1. Versuchsaufbau.....	62
5.2. Materialauswahl und Füllungstechnik.....	64
5.3. Füllungsrandanalyse.....	66
5.3.1. Füllungsrandanalyse im Bereich der schmelzbegrenzten Restaurationsränder.....	66
5.3.2. Füllungsrandanalyse im Bereich der dentinbegrenzten Restaurationsränder.....	72
5.4. Interne Adaptation.....	78
5.5. Schlussfolgerungen.....	80
 6 Literaturverzeichnis.....	 81
 7 Danksagung.....	 99
 8 Lebenslauf.....	 100

1. Zusammenfassung

Im Rahmen dieser In-vitro-Studie wurde das Randschlussverhalten von Kompositfüllungen analysiert, die bei Anwendung experimenteller sowie bewährter selbst-ätzender Adhäsivsysteme und Kompositmaterialien in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten appliziert worden waren. Als Grundlage dieser Versuchsreihe dienten 72 extrahierte, kariesfreie, menschliche Molaren. An jedem Zahn wurde eine mesio-okklusale Klasse-II-Kavität präpariert, unter exakter Einhaltung standardisierter Maße. Der zerviko-approximale Rand verlief 1 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze. In jeder der 11 Versuchsgruppen wurde ein Adhäsivsystem mit einem Komposit kombiniert. Untersucht wurden verschiedene neue bzw. experimentelle self-etch 1-Schritt bzw. 2-Schritt Adhäsive im Vergleich zu bewährten Systemen (iBond, S³, Experimentelles self-etch System Merz, G-Bond, Resulcin AM, Clearfil Protect Bond und SE Bond) und neue bzw. experimentelle Komposite (LC Apa Ceram, LC Mikrofillhybrid) wurden mit bewährten Kompositen (Clearfil APX, Venus, Tetric Evo Ceram) verglichen. Als Referenzgruppe diente die Versuchsgruppe 1 (Clearfil Protect Bond / Clearfil APX). Um klinische Bedingungen, wie Materialbelastung und -alterung zu simulieren, wurden die Proben verschiedenen Belastungstests unterzogen. Nach Wasserlagerung (24 h), nach thermischer Wechselbelastung (5°/55°C, 2000 Zyklen) und okklusaler Druckbelastung (70 N, 200000 Zyklen) wurde der Randschluß der Füllungen mittels Replika rasterelektronenmikroskopisch untersucht und bewertet. Zusätzlich wurde mittels Farbstoffpenetrationstests (Methylenblau 0,5 %) der adhäsive Verbund vom Komposit zur Zahnhartsubstanz im Dentinbereich anhand der Eindringtiefe des Farbstoffes überprüft. Mit keinem der untersuchten Systeme konnte ein spaltfreier Verbund erzielt werden. Nach Abschluß der Belastungstests betrug der Anteil an perfekter marginaler Adaptation im Bereich der schmelzbegrenzten Kavitätenränder in Gruppe 1 (Clearfil Protect Bond / Clearfil APX) 87,5%, Gruppe 2 (S³ / Clearfil APX) 52,93%, Gruppe 3 (iBond / Venus) 10,69%, Gruppe 4 (iBond + SÄT / Venus) 6,79%, Gruppe 5 (iBond + Solidbond / Venus) 25,23%, Gruppe 6 (Merz Prototyp - Experimentelles Adhäsivsystem / Tetric Evo Ceram) 33,59%, Gruppe 7 (G-Bond / Clearfil APX) 34,18%, Gruppe 8 (Resulcin AM / LC Apa Ceram) 2,02%, Gruppe 9 (Clearfil SE Bond / LC Apa Ceram) 43,44%, Gruppe 10 (Resulcin AM / LC Mikrofillhybrid) 0,29% und Gruppe 11 (Clearfil SE Bond / LC Mikrofillhybrid) 21,97%.

Im Bereich der dentinbegrenzten Füllungsråder ließ sich nach den Belastungstests in Gruppe 1 (Clearfil Protect Bond / Clearfil APX) 55,28%, Gruppe 2 (S³ / Clearfil APX) 76,96%, Gruppe 3 (iBond / Venus) 80,98%, Gruppe 4 (iBond + SÄT / Venus) 46,65%, Gruppe 5 (iBond + Solidbond / Venus) 32,17%, Gruppe 6 (Merz Prototyp - Experimentelles Adhäsivsystem / Tetric Evo Ceram) 33,46%, Gruppe 7 (G-Bond / Clearfil APX) 84,33%, Gruppe 8 (Resulcin AM / LC Apa Ceram) 0,0%, Gruppe 9 (Clearfil SE Bond / LC Apa Ceram) 9,22%, Gruppe 10 (Resulcin AM / LC Mikrofillhybrid) 0,0% und Gruppe 11 (Clearfil SE Bond / LC Mikrofillhybrid) 3,28% an perfektem Randschluss ermitteln.

Gruppe 1 (Clearfil Protect Bond / Clearfil APX) lieferte das beste Ergebnis, ebenso zeigte Gruppe 2 (S³ / Clearfil APX) gute Ergebnisse für den Schmelzbereich im Gesamtvergleich der untersuchten Adhäsivsysteme bezüglich des perfekten Randschlusses. Diese beiden Gruppen wiesen auch nach Abschluß der Belastungstests im Dentin gute bis akzeptable Ergebnisse für das Kriterium perfekte marginale Adaptation auf. Hier zeigten lediglich die Gruppen 3 (iBond / Venus) und 7 (G-Bond / Clearfil APX) bessere Resultate.

Die Untersuchung konnte zeigen, dass die neuen Adhäsivsysteme, die eine Vereinfachung in der Anwendung durch Reduzierung der Arbeitsschritte versprechen, eine Alternative zu konventionellen Mehr-Schritt Verfahren darstellten, jedoch die Abstimmung des Komposites auf das Adhäsivsystem entscheidend für die Qualität war. Ein spaltfreier Komposit-Zahnhartsubstanz-Verbund konnte mit keinem der getesteten Adhäsivsysteme erzielt werden. In den Gruppen 1 und 2 wurde eine insgesamt befriedigende Randqualität ermittelt.

Summary

The purpose of this study was to analyze the marginal integrity of resin composite restoration, that had been applicated in Class II cavities by using experimental and conventional self-etching adhesive systems and resin composite materials. Standardized mesio-occlusal Class-II-cavitiies, with the proximal box extending 1 mm beyond the CEJ, were prepared in 72 extracted caries-free human molars and were restored with composite resin. In each of 11 experimental groups an adhesive system and a resin composite were combined. Different new and experimental one-step-self-etch adhesive systems and resin composites (iBond, S³, experimental self-etch Merz, G-Bond, Resulcin AM, Clearfil Protect Bond und SE Bond, LC Apa Ceram, LC Mikrofillhybrid) were compared with conventional adhesive systems and composites (Clearfil APX, Venus, Tetric Evo Ceram) with group 1 (Clearfil Protect Bond / Clearfil APX) as reference. In order to simulate clinical conditions, like material fatigue and aging, different load test procedures were performed on the samples and the results were documented in either case after water storage (24 h), thermal cycling (5°/55°C, 2000 Cycles) and mechanical loading (70 N, 200000 Cycles). Replicas were produced for quantitative marginal analysis in the SEM. The marginal seal of the composite-dentin interface was also examined by dye penetration (0,5% methylene blue). All restorations showed microleakage. The following results concerning perfect marginal adaptation after water storage, thermocycling and mechanical load on enamel margins were archieived: Group 1 (Clearfil Protect Bond / Clearfil APX) 87,5%, group 2 (S³ / Clearfil APX) 52,93%, group 3 (iBond / Venus) 10,69%, group 4 (iBond + SÄT / Venus) 6,79%, group 5 (iBond + Solidbond / Venus) 25,23%, group 6 (Merz Prototype - experimental adhesive system / Tetric Evo Ceram) 33,59%, group 7 (G-Bond / Clearfil APX) 34,18%, group 8 (Resulcin AM / LC Apa Ceram) 2,02%, group 9 (Clearfil SE Bond / LC Apa Ceram) 43,44%, group 10 (Resulcin AM / LC Mikrofillhybrid) 0,29% und group 11 (Clearfil SE Bond / LC Mikrofillhybrid) 21,97%.

At the cervical margins located in dentin perfect adaptation was detected in group 1 (Clearfil Protect Bond / Clearfil APX) in 55,28%, group 2 (S³ / Clearfil APX) in 76,96%, group 3 (iBond / Venus) in 80,98%, group 4 (iBond + SÄT / Venus) in 46,65%, group 5 (iBond + Solidbond / Venus) in 32,17%, group 6 (Merz Prototype - experimental adhesive system / Tetric Evo Ceram) in 33,46%, group 7 (G-Bond / Clearfil APX) in 84,33%, group 8 (Resulcin AM / LC Apa Ceram) in 0,0%, group 9

(Clearfil SE Bond / LC Apa Ceram) in 9,22%, group 10 (Resulcin AM / LC Mikrofillhybrid) in 0,0% and group 11 (Clearfil SE Bond / LC Mikrofillhybrid) in 3,28%. Clearfil Protect Bond achieved convincing results, followed by S³ according to marginal adaptation on enamel. Both adhesive systems showed acceptable results after in vitro loading on dentin margins. Only iBond in group 3 and G-Bond delivered better results concerning the percentages of perfect marginal adaptation on dentinal margins.

It was concluded that the all-in-one systems can not prevent microleakage at the enamel/dentin-restoration interfaces. Never the less, the new generation of adhesive-systems with a reduction of work steps is a serious alternative to the conventional multi-step systems. However, the marginal quality depends on the combination of the resin composite and the adhesive system.

2. Einleitung

2.1. Anwendung direkter Kompositrestaurationen

Zahnfarbene Restaurationen werden seit Jahren in umfangreichem Maße sowohl im Front- als auch im Seitenzahnbereich eingesetzt. Während indirekte Restaurationen (Inlays, Onlays, Teilkronen) hauptsächlich bei ausgedehnten, schwer zugänglichen Defekten empfohlen werden, zeigen direkte Restaurationen vor allem bei kleinen und mittleren Läsionen Vorteile. Direkte Restaurationen werden unter anderem aufgrund des weiten Anwendungsspektrums, der Zahnhartsubstanzschonung und dem gegenüber indirekten Restaurationen zeit- und kostengünstigeren Verfahren bevorzugt.

Einen großen Beitrag zum Erfolg der Komposite leistet sicherlich auch die immer wieder aufkommende Diskussion um gesundheitliche Risiken des Amalgams. Umfangreiche wissenschaftliche Untersuchungen sowohl von Seiten der Zahnmedizin als auch der Toxikologie, haben festgestellt, dass die heute verwendeten Amalgame bei einer lege artis durchgeführten Verarbeitung nicht zu Schäden im menschlichen Organismus führen (DGZ 2002, Glockner et al. 1998, Mjör 1994, 1999, Wirz et al. 1991). Die Einfachheit der Verarbeitung, die Kostengünstigkeit, die Materialhärte und die Haltbarkeit der Füllungen sind immer noch als großer Vorteil dieses Werkstoffes anzusehen. Trotzdem ist ein Großteil der Bevölkerung durch die negative Berichterstattung verunsichert.

Nicht nur deswegen, sondern auch um die immer weiter gestiegenen ästhetischen Ansprüche der Patienten zu befriedigen (Karrer 2004), wird die Forschung nach neuen bzw. verbesserten dentalen Ersatzmaterialien vorangetrieben (Hickel 1997). Als direkte Versorgungsmöglichkeit stehen immer mehr plastische Kompositmaterialien zur Verfügung, die in Verbindung mit Adhäsivsystemen angewendet werden und ein weitreichendes Indikationsspektrum aufweisen (Haller 1994, Hickel et al. 2005, Krejci et al. 1991).

Komposite sind einfach und kostengünstig zu verarbeiten und erfüllen gleichzeitig die ästhetischen Ansprüche der Patienten (Boer 1998, Heidemann et al. 2003, Manhart et al. 2001).

Die Anwendung der Ätz-Technik mit adhäsivem Verbund erlaubt ein zahnhartsubstanzschonendes Präparieren, da auf Retentionsformen verzichtet werden kann (Boer 1998, Ernst 2007, Hugo et al. 1992, Krejci 1991, Van Meerbeek et al. 1994).

Deutliche Verbesserungen der Kompositmaterialien wurden im Bereich der Abrasionsbeständigkeit erzielt (Krejci et al. 1991, Glockner et al. 1998, Gnauck et al. 2005, Roulet 1994) und damit die Anwendung im Seitenzahngebiet weiter begünstigt. Bei der Entwicklung von Kompositen für Klasse-II-Kavitäten, die aufgrund unterschiedlicher Zusammensetzung der Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin eine besondere Herausforderung für ein Adhäsivsystem darstellen, wurden in den letzten Jahren wichtige Fortschritte erzielt (Ernst et al. 2005, 2007, Hannig et al. 2001, Heidemann et al. 2003, Hickel et al. 2000, 2005).

Die Versorgung von Kavitäten im Frontzahnbereich (Demirci et al. 2006, Heidemann et al. 2003, Jahn 1990), die Füllung von Defekten im Zahnhalsbereich (Bortolotto et al. 2007, Hannig und Nagel 1994, Fu und Hannig 2001, Heidemann et al. 2003) und die Versiegelung von Fissuren mit Kompositen (Ernst 2007, Schoch et al. 1999) haben sich in der konservierenden Zahnheilkunde etabliert.

Weiterhin finden Komposite Verwendung als Aufbaumaterial bei prothetischen Versorgung (Simons et al. 1999), als indirekt hergestellte Kompositrestaurationen sowie als Befestigungsmaterial für indirekt hergestellte Keramik- und Kompositrestaurationen und kieferorthopädische Apparaturen (Barteczko et al. 2006, Hannig et al. 1991, Van Meerbeek et al. 1994).

2.2. Zusammensetzung und Materialeigenschaften der Komposite

Die ersten in der Zahnmedizin verwendeten Füllungskunststoffe wiesen schlechte Materialeigenschaften auf. Auf Basis des Polymethylmethacrylates (PMMA) zeigen diese Werkstoffe eine hohe Polymerisationsschrumpfung von 5-8% (Körper und Ludwig 1982), eine geringe Abrasionsstabilität und durch den hohen Restmonomergehalt wirkten sie pulpatoxisch.

Der Durchbruch gelang BOWEN (1962) mit der Entwicklung des Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylates (= BIS-GMA), das nach seinem Entdecker als BOWEN Monomer bezeichnet wird.

Es handelt sich hierbei um ein aromatisches Dimethylacrylat, bestehend aus einem Epoxidharz und der Methacrylsäure als Matrix. Dieses Additionsprodukt wird mit anorganischen Füllerpartikeln versetzt, die mit einer Silanverbindung überzogen sind. Diese Silanschicht stellt eine chemische Bindung der organischen Matrix mit den anorganischen Füllern her (Hellwig et al. 1999).

Somit kann man bei Kompositen 3 Hauptbestandteile unterscheiden:

- 1) Die organische Matrix besteht aus Monomeren, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffen, Pigmenten und Zusätzen.
- 2) Als disperse Phase bezeichnet man die anorganischen Füller, welche die Druck- und Zugfestigkeit, das Elastizitätsmodul und das Verschleißverhalten verbessern.
- 3) Die Verbundphase stellt das Bindeglied der beiden oben genannten Phasen dar. Es handelt sich hierbei um das Prinzip der Silanisierung, wobei es zu einer Hydrophobierung des Füllstoffes und der Polymerisation der Monomere mit dem Methacrylsäurerest des Silans kommt (Hellwig et al. 1999).

Bei den Monomeren handelt es sich größtenteils um Methacrylate, die sich mit der Grundformel MA-R-MA zusammenfassen lassen. MA steht hierbei für die Methacrylsäureester, die eine geringe Toxizität besitzen (Hellwig et al. 1999). R bezeichnet das Bindemolekül, das für die mechanischen Eigenschaften verantwortlich ist, wie z.B. Wasseraufnahme, Schrumpfung, Polymerisationsgrad, Viskosität und ähnliches.

Eine konventionelle Einteilung der Komposite bezieht sich auf die Größe der Füllkörper. Bei Makrofüllerkompositen liegt die mittlere Füllkörpergröße bei einem Durchmesser von 5-10 µm. Die physikalischen Werte der hierbei verwendeten Gläser sind sehr gut, jedoch weisen sie im Verbund mit der Matrix deutliche Nachteile auf. Das Abrasionsverhalten dieser Makrofüllerkomposite ist schlecht, da bei Herauslösen eines Füllkörpers ein relativ großer „Defekt“ im Verbund entsteht. Gleichzeitig sind die umgebenden Füllkörper stellenweise ungeschützt im Verbund und können bei Mastikationsbewegungen leichter herausgelöst werden. Das

Politurverhalten bei Makrofüllern ist ebenfalls unbefriedigend, da die Größe der Füllkörper die Wellenlänge des sichtbaren Lichtes übertrifft und damit Verluste im Verbund sofort sichtbar werden.

Aus den Nachteilen der Makrofüllerkomposite lassen sich die Vorteile der Mikrofüllerkomposite ableiten. Bei diesen findet man ein sehr gutes Politurverhalten und eine geringere Abrasion. Bei den Mikrofüllern bestehen die Füllkörper aus pyrogener Kieselsäure, deren mittlere Größe 0,01-0,1 μm beträgt. Der Füllkörpergehalt liegt nur bei 50% (Hellwig et al. 1999). Der größte Nachteil dieser Komposite ist, neben der geringen Biegefestigkeit und Härte, eine stark erhöhte Polymerisationsschrumpfung von ca. 5 Vol%.

Mit der Verwendung von Vorpolymerisaten können hier signifikante Verbesserungen erzielt werden, dennoch weisen moderne Komposite eine Polymerisationsschrumpfung von ca. 2-3 Volumenprozent auf (Ernst und Willershausen 2003, Haller und Blunck 2003, Soltesz 1998, 2004).

Hybridkomposite sind aus der Kombination von Makro- und Mikrofüllerkompositen hervorgegangen, um die jeweiligen Vorteile der beiden Materialien zu nutzen, d.h. die besseren werkstoffkundlichen Eigenschaften der Makrofüllerkomposite werden mit dem hervorragenden Politurverhalten der Mikrofüllerkomposite vereint.

Die jeweiligen Füllkörperanteile liegen in etwa bei 85 Gewichtsprozent Makrofüller und 15 Gewichtsprozent Mikrofüller mit einem Gesamtfüllkörpergehalt von bis zu 85 %.

Bereits beim Legen der Füllung entstehen durch die Polymerisationsschrumpfung Kräfte, die auf das Randschlussverhalten des Materials negative Auswirkungen haben (Haller 1994).

Dem adhäsiven Verbund des Komposites mit der Zahnhartsubstanz steht diese Polymerisationsschrumpfung gegenüber, d.h. zwei Kräfte wirken in unterschiedliche Richtungen (Cabrera und de la Macorra 2007). Die infolge der Polymerisationsdauer ansteigenden Zugspannungen belasten das Material und die initiale Festigkeit des Komposit-Zahnhartsubstanz-Verbundes.

Hierdurch kann es bereits beim Aushärten des Materials zur Ablösung des Kunststoffes von der Zahnhartsubstanz kommen, so dass bereits initial keine Randsichtigkeit erzielt werden kann (Choi et al. 2000, Chen et al. 2001). In der

Füllung entstehen Spannungen, die über den sogenannten C-Faktor beschrieben werden können. Der „C-Faktor“ (configuration factor) sagt aus, dass die Höhe der Schrumpfkraft vom Verhältnis der gebundenen zu den freien Kompositoberflächen abhängt. Je mehr gebundene Oberflächen vorhanden sind, desto größer wird der C-Faktor (Feilzer et al. 1989, Hellwig et al. 1999, Haller 1994, Moreira da Silva et al. 2007).

Durch die Anwendung der Inkrementtechnik, d.h. schichtweises Einbringen des Füllmaterials in die Kavität, soll die Polymerisationsschrumpfung möglichst klein gehalten und die Durchhärtungstiefe verbessert werden.

Ebenso kann das Ausmaß der Schrumpfung während der Polymerisation durch den Flow des Komposits verringert werden (Kemp-Scholte und Davidson 1990). Flow bezeichnet die Eigenschaft von Kompositen, bei der Umwandlung von Monomermolekülen in ein polymeres Netzwerk, die entstehenden Spannungen durch Verschiebung der Polymerketten auszugleichen (Haller 1994, Davidson und Feilzer 1997).

Moderne Kompositmaterialien haben nur ein geringes Flow-Vermögen. Bei lichthärtenden Kompositen besitzt diese Eigenschaft nur untergeordnete Bedeutung aufgrund der rasch einsetzenden Unbeweglichkeit der Polymerketten.

2.3. Haftverbund

Komposite gehen keine chemische Verbindung mit der Zahnhartsubstanz ein. Der unterschiedliche thermische Ausdehnungskoeffizient von Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial sorgt zusätzlich für das Entstehen von Randspalten. Verfärbungen und Sekundärkaries sind die Folge. Der Einsatz eines Haftvermittlers dient zum spaltfreien Übergang von Füllung zum Zahn.

Die adhäsive Verankerung wirkt der Polymerisationsschrumpfung entgegen, sorgt für eine spaltfreie Retention des Füllungsmaterials und stabilisiert die Restauration und die Restzahnhartsubstanz (Blunck und Haller 2003).

Die Haftung der Füllung in der Kavität beruht zum einen auf einer mechanischen Verankerung des Haftvermittlers an den Zahnhartsubstanzen, wobei dieser dünnfließend sein und gute benetzende Eigenschaften haben muss, damit er sich in Mikroporositäten und Rauigkeiten anlagern und diese ausfüllen kann (Blunck und

Haller 1999, 2003). Zum anderen besteht ein chemischer Verbund des Haftvermittlers zum Füllungsmaterial.

In Klasse-II-Kavitäten verläuft der Füllungsrand durch unterschiedlich aufgebaute Zahnhartsubstanzen, die eine Herausforderung für das Adhäsivsystem darstellen.

Zahnschmelz ist die härteste Substanz des Körpers. Hauptbestandteil ist die anorganische Struktur mit ca. 93-98 Gew.%. Der zweitgrößte Anteil ist Wasser mit 1,5-4 Gew.%. Die restliche Substanz setzt sich aus organischen Verbindungen wie Proteinen und Lipiden zusammen (Hellwig et al. 1999). Hauptbestandteil des anorganischen Anteils sind Kalzium und Phosphor, die im Verhältnis 1:1,2 als Hydroxylapatit vorliegen ($\text{Ca}_{10}[\text{PO}_4]_6[\text{OH}]_2$). Unterschieden wird in Schmelzprismen, bestehend aus Kristalliten, stäbchenförmigen Einheiten mit hexagonalem Aufbau, und die interprismatische Substanz, wobei es sich um Hydroxylapatitkristallite handelt, die nicht zu den Prismen gehören (Junqueira und Caneiro 1996).

Buonocore legte 1955 mit der Schmelz-Ätz-Technik die Grundlage für die adhäsive Befestigung von Kompositmaterialien an der Zahnhartsubstanz, das sogenannte Schmelzbonding. Die Säureätzung des Schmelzes bewirkt durch die unterschiedliche Auflösung der Prismen bzw. der interprismatischen Substanz ein mikroreretives Relief. Konzentrationen der Phosphorsäure von 30-40% erzeugen ein reproduzierbares Ätzmuster und das gebildete Präzipitat lässt sich gut mittels Wasserspay entfernen (Hellwig et al. 1999, Swift et al. 1995).

Die Dauer der Säureeinwirkung liegt nach neueren Erkenntnissen heute nicht mehr bei 60 Sekunden, nachdem Studien belegen, dass kürzere Ätzzeiten von 10-20 Sekunden die gleichen morphologischen Voraussetzungen an der Zahnhartsubstanz schaffen (Barkmeier et al. 1985, Buchalla et al. 1997, Dörfer et al. 2000).

Zu unterscheiden sind drei Ätztypen: Bei Typ I werden die Schmelzprismen angelöst, bei Typ II die Prismenperipherie, und bei Typ III entsteht ein Mischtyp aus I und II.

Bei der Schmelzätzung mit 37%iger Phosphorsäure wird eine Schicht von ca. 10 µm abgetragen und es entstehen Porositäten bis zu einer Tiefe von 30-50 µm. Dadurch erreicht man eine Oberflächenvergrößerung und eine Verbesserung der Benetzbarkeit (Haller und Blunck 1999, Buonocore 1955, Hellwig et al. 1999, Swift et al. 1995).

Anschließend können die so angeätzten Schmelzflächen mit einem niedrigviskösen Haftvermittler benetzt werden, der mechanisch durch rheologische und geometrische Effekte haftet. So ergibt sich eine feste Verankerung von Kompositmaterial und Zahnhartsubstanz, die das Randspaltrisiko minimiert und die marginale Adaptation verbessert (Buonocore 1955, Noack 1988, Hannig et al. 1999).

Folgendes Vorgehen sollte unbedingt eingehalten werden, um einen bestmöglichen Verbund zwischen Komposit und Schmelz zu erzielen:

Die Kavität wird im Schmelzbereich angeschrägt, um die Schmelzprismen schräg oder quer zu ihrer Längsachse anzuschneiden.

Die Säure muss gründlich abgespült werden und die Schmelzoberfläche muss vor Aufbringen des Materials vollkommen getrocknet sein, erkennbar an der milchig-trüben und opaken Oberfläche der Zahnhartsubstanz. Dabei ist die Trockenlegung mit Kofferdam obligat, um eine Kontamination mit Blut oder Speichel zu vermeiden.

Das Schmelzbonding ist ein zuverlässiger und anerkannter Bestandteil der konservierenden Zahnheilkunde.

In der vorliegenden Studie wurde das Randschlussverhalten von Kompositfüllungen in Klasse-II-Kavitäten untersucht, d.h. der Füllungsrand liegt im Schmelz und im Dentin. Somit muss das Adhäsivsystem in der Lage sein, einen stabilen Haftverbund mit beiden Zahnhartsubstanzen einzugehen. Durch den heterogenen Aufbau des Dentins gestaltet sich das schwieriger als zum Schmelz.

Das Dentin ist weniger hart als der Zahnschmelz. Es setzt sich zusammen aus 70% anorganischen Bestandteilen, 20% organischen Bestandteilen und 10% Wasser. Bei den Mineralien überwiegen Kalzium und Phosphat in Form von Hydroxylapatitkristallen. Die organische Matrix besteht zu 90% aus Kollagen (Junqueira und Caneiro 1996).

Charakteristisch für das Dentin sind die radiär verlaufenden Dentinkanälchen, die mit den Odontoblastenfortsätzen, Dentinliquor und Kollagenfibrillen ausgefüllt sind (Blunck und Haller 2003). Das Dentin erhält somit einen hydrophilen Charakter, der das Aufbringen von hydrophobem Komposit erschwert. Die Entwicklung von hydrophilen Primern hat hier Abhilfe geschaffen (Blunck und Haller 2003). Weiterhin stellt die Schmierschicht ein Hindernis für einen stabilen Verbund von Dentin und Komposit dar. Durch die Säureätzung wird die Schmierschicht teilweise oder ganz

aufgelöst und das Dentin demineralisiert (Blunck und Haller 1999). Die Hydroxylapatitkristalle werden herausgelöst und das Kollagennetzwerk freigelegt. Dieses kann nun von einem hydrophilen Monomer umflossen werden. Allerdings ist darauf zu achten, dass das Dentin nicht austrocknet und das Kollagennetzwerk nicht in sich zusammenfällt, so dass der Haftvermittler tief in das Dentin penetrieren und eine mikromechanische Verankerung über die sogenannte Hybridschicht erreicht werden kann (Haller et al. 1999, Manhart et al. 2000, Nakabayashi et al. 1991, Swift et al. 1995). Die Hybridschicht bezeichnet die Mischzone aus kunststoffinfiltriertem und entmineralisiertem Dentin.

Neue Untersuchungen können die Anwendung von Kompositen im Bereich der Klasse-II-Kavitäten, d.h. im Schmelz- und Dentinbereich, empfehlen (Boeckler et al. 2007, Heidemann et al. 2003, Hickel et al. 2005, Spreafico et al. 2005). Langzeitsstudien bestätigen die klinische Sicherheit von Kompositrestaurationen in Klasse-II-Kavitäten (Benz und Hickel 2005, Gängler et al. 2001, Huth et al. 2004). Die aktuelle Entwicklung erzielt mit der Minimierung der Arbeitsschritte von Adhäsivsystemen für Schmelz und Dentin Erfolge (Hannig et al. 2001).

2.4. Unterteilung der Adhäsivsysteme

Anhand der Anwendungstechnik lässt sich eine einfache und eindeutige Unterteilung der heute gängigen Adhäsivsysteme vornehmen. So lässt sich sinnvoll differenzieren, zwischen der „Etch & Rinse Technik“ und der „Self-Etch-Technik“ (Van Meerbeek et al. 2003).

Die Etch & Rinse (Ätzen und Abspülen) Technik bezeichnet die konventionelle Art der Adhäsivtechnik, die vorrausgehend beschrieben worden ist.

Die Etch & Rinse Technik unterteilen wir in 3-Schritt-Systeme, bestehend aus Säure, Primer und Adhäsiv und in 2-Schritt-Systeme, bei denen neben der Säure der Primer und das Adhäsiv zusammengefasst sind.

Die zweite Möglichkeit, einen adhäsiven Verbund zu erzeugen, erfolgt über die „Self-Etch-Technik“. Hierbei wird die Zahnhartsubstanz gleichzeitig geätzt und geprimt. Zu unterscheiden sind hier zwei Varianten:

2-Schritt-Self-Etch bedeutet, dass erst der selbstätzende Primer und dann das Adhäsiv aufgebracht wird, 1-Schritt-Self-Etch bezeichnet einen selbstätzenden Primer und ein Adhäsiv als eine Komponente, die in einem Arbeitsschritt aufgebracht wird (All-in-one Systeme).

Die „Self-Etch-Technik“ beruht auf bifunktionellen Monomeren, d.h. zweiwertige Alkoholgruppen sind über Esterbindungen auf der einen Seite mit Methacrylsäure, auf der anderen Seite mit einer Säure gekoppelt.

Tabelle 1 zeigt die unterschiedlichen Adhäsivsysteme in der Übersicht:

Tab. 1: Einteilung der Adhäsivsysteme

Etch & Rinse	Self - Etch
3 Schritt -Säure -Primer -Adhäsiv	2 Schritt -selbstätzender Primer -Adhäsiv
2 Schritt -Säure -Primer/Adhäsiv	1 Schritt -selbstätzender Primer/Adhäsiv

In der vorliegenden Studie wurden ein „Etch & Rinse“ (2 Schritt), fünf „Self-Etch-“ (2 Schritt) sowie fünf „Self-Etch-“(1 Schritt) Systeme in Bezug auf die Randadaptation in Schmelz und Dentin untersucht.

2.5. Methoden zur Randschlussanalyse

Zur Analyse des Randschlussverhaltens von adhäsiv verarbeiteten Kompositfüllungen wurden verschiedene Verfahren entwickelt:

1. Bakterienpenetration

Fraser entwickelte 1929 dieses Verfahren, das noch heute Anwendung findet.

Bei dieser Methode können jedoch nur Randspalten ab einer Grösse von 2 µm nachgewiesen werden, weshalb andere Verfahren oftmals den Vorzug erhalten (Klimm et al. 1996).

2. Elektrochemische Leitfähigkeit

Hierbei wird die Leitfähigkeit vom Zahninneren gegenüber einem äußeren Medium bestimmt (Taylor 1992).

3. Luftdruck

Bei diesem Verfahren wird Druckluft in die Pulpakammer gepresst. Der Zahn wird unter Wasser gehalten und der Luftdruck, der nötig ist, um Blasen an der Wasseroberfläche zu erzeugen, wird gemessen (Taylor 1992).

4. Neutronenaktivierungsanalyse

Mangan diffundiert in die Randspalten und die davon ausgehende Strahlung wird gemessen (Taylor 1992).

Die dieser Studie zugrunde liegenden Analyseverfahren sind die „Rasterelektronenmikroskopische Füllungsrandanalyse“ und die „Farbstoffpenetration“.

5. Rasterelektronenmikroskopische Füllungsrandanalyse

Anhand von Replika der Versuchszähne können die Füllungsrande hochauflösend im Rasterelektronenmikroskop analysiert und ausgewertet werden. Die Originalproben können so geschont werden und stehen für den Farbstoffpenetrationstest zur Verfügung (siehe 3.3. Die Herstellung der Replikamodelle)

6. Farbstoffpenetration

Hierzu werden die Probenzähne einer Farbstofflösung ausgesetzt, die in die Undichtigkeiten zwischen Füllung und Zahn diffundieren kann. Als Farbstoffe finden Verwendung: Methylen-Blau, Fuchsin, Silbernitrat, Anilin-Blau als nicht fluoreszierende und Fluoreszin als fluoreszierende Farblösungen.

(siehe 3.6. Der Farbstoffpenetrationstest).

2.6. Fragestellung

Die Nachfrage nach zahnfarbenen Füllungen, die sich adhäsiv an der Zahnhartsubstanz befestigen lassen, nimmt stetig zu. Von Seiten der Zahnärzte/innen besteht der Wunsch nach komplikationsloser Verarbeitung. Daher geht die Entwicklung in Richtung der „all-in-one“-Produkte, die von den Herstellern mit Zeitersparnis und Einfachheit in der Anwendung beworben werden. Neuentwicklungen müssen jedoch erst wissenschaftlichen Untersuchungen unter In-vitro-Bedingungen standhalten, bevor sie am menschlichen Organismus angewandt werden können. Ständige Neu- und Weiterentwicklungen auf dem Markt befindlicher Produkte erfordern kontinuierlich neue Studien, um den „status quo“ zu bestimmen. Die Entwicklung schreitet so rasant voran, dass wissenschaftliche Untersuchungsergebnisse häufig bereits nach wenigen Jahren nicht mehr zu Vergleichszwecken herangezogen werden können und die Wissenschaft auf neueste Untersuchungsergebnisse angewiesen ist.

In dieser Studie wurden verschiedene experimentelle Adhäsivsysteme mit bereits auf dem Markt befindlichen 1-Schritt- bzw. 2-Schritt-Self-Etch Adhäsivsystemen sowie experimentelle und bewährte Kompositmaterialien verglichen.

Um praxisnahe Bedingungen zu simulieren, wie in vivo auftretende Temperaturunterschiede und Kaubelastungen, wurden die Füllungen thermischen und mechanischen Belastungstests unterzogen und die Randqualität anschließend unter einem Rasterelektronenmikroskop analysiert. Zudem wurde die Randadaptation mittels Farbstoffpenetrationstests überprüft.

In standardisierten, dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten wurden verschiedene Adhäsivsysteme und Kompositmaterialien angewandt und untersucht, um folgende Fragen zu klären:

1. Kann mit den vorgegebenen Materialien initial ein spaltfreier Übergang zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz geschaffen werden?
2. Wie wirkt sich die thermische und mechanische Belastung auf die marginale Adaptation aus?

3. Lassen sich qualitative Unterschiede der Adhäsivsysteme hinsichtlich Schmelzadaptation und Dentinadaptation feststellen?
4. Wie verhalten sich 1-Schritt-Self-Etch Systeme gegenüber 2-Schritt-Self-Etch Systemen in Bezug auf die Randdichtigkeit in Schmelz und Dentin?
5. Wie verhalten sich diese Systeme bezüglich Ätzwirkung und Haftvermittlereigenschaften? Schafft die zusätzliche Anwendung von Säure oder Haftvermittler eine Qualitätsverbesserung?

3. Material und Methode

3.1. Die Präparation der Kavitäten

Zur Untersuchung dienten 72 menschliche, kariesfreie Weisheitszähne, die nach ihrer Extraktion gründlich gereinigt, von Geweberesten und Konkrementen befreit und in 0,1%iger Thymollösung gelagert wurden.

An jedem Zahn wurde eine mesio-okklusale Kavität präpariert, approximal leicht birnenförmig, mit deutlich abgerundeten Ecken. Die zervikalen Kavitätenränder lagen 1 mm apikal der Schmelz-Zement-Grenze, die bucco-orale Breite betrug 4 mm, gemessen an der zervikalen Stufe, die Tiefe zur pulpaaxialen Wand belief sich auf 1,2 mm, und eine kleine okklusale Kavität von 2 mm Tiefe wurde angelegt (Abb. 1).

Die gesamte Kavität wurde mit einem Diamantfinierer mit 25 µm Körnung geglättet (birnenförmig, 010, rot). Die lateralen Schmelzränder wurden mit einem Diamantfinierer von 25 µm Körnung auf einer Breite von 0,5 mm und einem Winkel von 45° angeschrägt.

Die Tiefe der Kavität (okklusal-zervikal) hing von der Höhe der Krone ab.

Anschließend wurden die Zähne 24 h in Wasser gelagert.

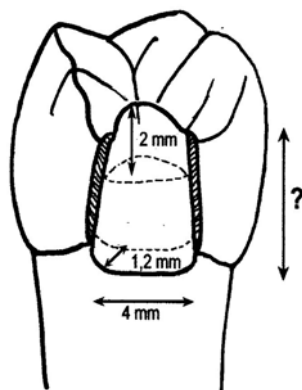


Abb. 1: Schematische Darstellung der Kavitätenpräparation.

3.2. Das Legen der Füllungen

Die präparierten Zähne wurden in 11 Gruppen aufgeteilt, mit 8 bzw. 4 Zähnen pro Gruppe und mit den in Tabelle 2 aufgeführten Adhäsivsystemen und Kompositen gefüllt.

Die folgende Tabelle 2 (Seite 17) zeigt die untersuchten Adhäsivsysteme, die Bondingmaterialien und Komposite, sowie deren Zusammensetzung und Verarbeitung.

Das Legen der Füllungen in den Gruppen 1-11 erfolgte ausschließlich in Inkrementtechnik, wie Abbildung 2 schematisch veranschaulicht. Es wurden für das Komposit Schichtstärken von maximal 1 mm in der Tiefe und 1,5 mm weiter okklusal eingehalten. Die Polymerisationsdauer je Inkrement betrug 40 Sekunden.

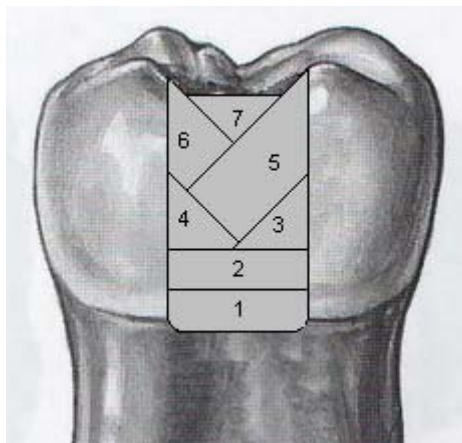


Abb. 2 : Schematische Darstellung der Inkrementtechnik und Schichtreihenfolge

Die Füllungen wurden ohne Matrize durch freies Modellieren, mit geringfügigen Überschüssen für die Ausarbeitung in der Hand gelegt. Okklusal erfolgte die Ausarbeitung und Politur mit Finierdiamanten und Gummipolierern, approximal wurde mit Polierscheiben (Sof-Lex, 3M Borken, blau, grosser Durchmesser) in drei Körnungen gearbeitet. Bei Bedarf erfolgte die Ausarbeitung vorher mit einem Finierdiamanten.

Anschließend wurde die Füllung unter dem Auflichtmikroskop kontrolliert und etwaige Ungenauigkeiten und Überschüsse korrigiert.

Zum Schluss wurden kleine Markierungsrillen am okklusalen Rand der approximalen Kavitätenränder angebracht, die bei der Analyse unter dem Rasterelektronenmikroskop zur Orientierung dienten.

Tabelle 2: Untersuchte Adhäsivsysteme, Bondingmaterialien und Komposite in den Gruppen 1-11 sowie Verarbeitung der Adhäsivsysteme

Gruppe	Anzahl	Produkt (Hersteller)	Komponenten	Zusammensetzung	Anwendung
1	n=8	Clearfil Protect Bond Kuraray, Osaka, Japan Clearfil APX Kuraray, Osaka, Japan	Clearfil Protect Bond Bond Clearfil Protect Bond Primer Clearfil APX	Bisphenol A Diglycidylmethacrylat 2-Hydroxyethylmethacrylat 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat Kolloidale Kieselerde dl-Camphorchinon und weit. Zusätze 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat 2-Hydroxyethylmethacrylat 12-Methacryloyloxydodecylpyridinium Bisphenol A Diglycidylmethacrylat Triethylenglycol-Dimethacrylat Silanisierte Bariumglas-Füllkörper Silanisierter Kieselerdefüller Silanisierte und kolloidale Kieselerde dl-Campherchinon und weitere Zusätze	- 20 s in Bewegung applizieren (Schmelz+Dentin) - vorsichtig verblasen bis keine Bewegung mehr zu erkennen ist - nochmals Primer applizieren, jedoch nur im Schmelz - Bond auftragen - 60 s auspolymerisieren
2	n=8	S³ Bond Kuraray, Osaka, Japan Clearfil APX Kuraray, Osaka, Japan	S ³ Bond All in one Clearfil APX	Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat 2-Hydroxyethylmethacrylat 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat Hydrophobes aliphatisches Dimethylacrylat Natriumflourid Kolloidale Kieselerde dl-Camphorchinon und weitere Zusätze Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat Triethylenglycol-Dimethacrylat Silanisierte Bariumglas-Füllkörper Silanisierter Kieselerdefüller Silanisierte und kolloidale Kieselerde dl-Campherchinon und weitere Zusätze	- 20 s in Bewegung applizieren (Schmelz+Dentin) - vorsichtig verblasen - nochmals applizieren - nochmals verblasen - 60 s auspolymerisieren

3	n=4	iBond Venus Komposit Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland	Exp. SE 1-Stufen- Adhäsiv Venus Komposit	4-Methacryloxyethyltrimellitanhydrid Urethandimethacrylat Glutardialdehyd Aceton Wasser Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat Triethylenglycol-Dimethacrylat Bariumaluminiumborofluorsilikatglas Siliciumdioxid Campherchinon Stabilisatoren etc.	- Aufbringen des Adhäsivs (2x) für 30 s - Lichtpolymerisation
4	n=4	iBond mit Säure-Ätz-Technik Venus Komposit Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland	Exp. SE 1-Stufen- Adhäsiv Venus Komposit	4-Methacryloxyethyltrimellitanhydrid Urethandimethacrylat Glutardialdehyd Aceton Wasser Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat Triethylenglycol-Dimethacrylat Bariumaluminiumborofluorsilikatglas Siliciumdioxid Campherchinon Stabilisatoren etc.	- Schmelzätzung 30 s - Absprühen - Aufbringen des Adhäsivs (2x) für 30 s - Lichtpolymerisation
5	n=4	iBond mit Solidbond	Exp. SE 1-Stufen- Adhäsiv Gluma Solid Bond (Primer & Sealer)	4-Methacryloxyethyltrimellitanhydrid Urethandimethacrylat Glutardialdehyd Aceton Wasser 2-Hydroxyethylmethacrylat Ethanol Maleinsäure-mono-2-methacryloyl- oxyethylester	- Aufbringen des Adhäsivs (2x) für 30 s - Lichtpolymerisation - Aufbringen von Solid Bond (1x) für 30 s - Lichtpolymerisation

		Venus Komposit Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland	Venus Komposit	Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat Triethylenglycoldimethacrylat Bariumaluminiumborofluorsilikatglas Siliciumdioxid Campherchinon Stabilisatoren etc.	
6	n=4	Merz Prototyp Experimentelles Adhäsivsystem für Wet Bonding in feuchter Kavität Tetric Evo Ceram Merz Dental GmbH Deutschland	Merz Experimentelles Adhäsivsystem Tetric Evo Ceram	Modifizierte Methacrylate Phosphorsäureester HEMA Katalysatoren Dimethacrylat Anorganische Füller Ytterbiumtrifluorid Initiatoren Stabilisatoren Pigmente	-Oberfläche muss vor Feuchtigkeit glänzen - mit Mikrobrush 30 s einreiben - mit Luft 10 s verblasen - 10-20 s aushärten
7	n=8	G-Bond GC Europe N.V. Leuven, Belgien Clearfil APX Kuraray, Osaka, Japan	G-Bond All in one Clearfil APX	4-Methacryloxyethyltrimellitanhydrid Urethandimethacrylat Dimethacrylate Aceton Bisphenol A Diglycidylmethacrylat Triethyleneglycol-Dimethacrylat Silanisierte Bariumglas-Füllkörper Silanisierter Kieselerdefüller Silanisierte und kolloidale Kieselerde dl-Camphorchinon und weitere Zusätze	- 10 s applizieren - 10 s auspolymerisieren

		LC Mikrofillhybrid S&C Polymer GmbH Elmshorn	LC Mikrofillhybrid (LC Mfh.)	Bis-GMA Röntgenopake Glasfüller Siliciumdioxid Polymerpulver etc.	
11	n=8	Clearfil SE Bond Kuraray, Osaka, Japan	Clearfil SE Bond Primer	2-Hydroxyethyl-methacrylat (HEMA) 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogen- phosphat (MDP) Hydrophiles aliphat. Dimethacrylat di-Campherchinon Wasser etc.	- Primer 30 s applizieren - mit Luft verblasen - wenn visuelle Trockenheit erreicht ist Bond auftragen - mit Luft verblasen - 40 s auspolymerisieren
		LC Mikrofillhybrid S&C Polymer GmbH Elmshorn	Clearfil SE Bond Bond	2-Hydroxyethyl-methacrylat (HEMA) 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogen- phosphat (MDP) Hydrophiles aliphat. Dimethacrylat BIS-GMA Mikrofüller	
			LC Mikrofillhybrid (LC Mfh.)	Bis-GMA Röntgenopake Glasfüller Siliciumdioxid	

Tab. 2: Untersuchte Adhäsivsysteme, Bondingmaterialien und Komposite in den Gruppen 1-11 sowie Verarbeitung der Adhäsivsysteme.

Nach erfolgter Ausarbeitung wurden die Zähne mit den Füllungen für 24 h in Wasser gelagert. Die Proben wurden im Anschluss daran für die Replika-Herstellung abgeformt.

3.3. Die Herstellung der Replikamodelle

Für die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Füllungsråder mussten spezielle Modelle angefertigt werden. Hierzu wurde ein dünnfließendes A-Slikon (President light body – Coltène/Whaledent GmbH und Co. KG, Langenau, Deutschland) zur Abformung benutzt. Nach 24 h wurden die Abformungen mit Epoxidharz (Stycast – Emerson & Cuming, Westerlo, Belgien) ausgegossen.

Nachdem das Epoxidharz ausgehärtet war, konnten die Repliken für die rasterelektronenmikroskopische Analyse vorbereitet werden.

Dazu wurden die ausgehärteten Epoxidharzmodelle auf REM-Probenteller mittels Leit-C fixiert, so dass die Leitfähigkeit über Silber hergestellt wurde.

Im Anschluß daran wurden die Proben mit einer dünnen Platinschicht besputtert, damit sie unter dem Rasterelektronenmikroskop ausgewertet werden konnten.

3.4. Thermischer und mechanischer Belastungstest

Nach 24 h Wasserlagerung und anschliessender Abformung wurden die Proben zunächst einer thermischen Belastung unterzogen. Hierzu wurden die Proben einem Thermocycling über 2000 Zyklen mit wechselnden Wassertemperaturen von 5° und 55° C für 5 Tage unterzogen (Willytec Themocycler V. 2.8, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland). Danach erfolgte wiederum eine Abformung mittels dem additionsvernetzenden Silikon President light body (Coltène/Whaledent GmbH und Co. KG, Langenau, Deutschland) und die Herstellung von Replikamodellen mittels Stycast (Emerson & Cuming, Westerlo, Belgien).

Nach der thermischen Wechselbelastung erfolgte die mechanische Belastung im Kausimulator (Willytec Multifunktionseller Kausimulator V. 4.1.1., SD Mechatronik

GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland). Alle Proben wurden im Kausimulator 200.000x mit 50 N belastet. Die Belastung auf die Füllung erfolgte mittels eines Zahnes als Antagonist, der über einen Stempel im Kausimulator befestigt war. Die Kontaktpunkte des Antagonisten lagen im okklusalen Bereich der Füllung. Nach der mechanischen Beanspruchung wurden die Füllungen wieder mit President Light Body abgeformt und Replikamodelle hergestellt.

3.5. Die rasterelektronenmikroskopische Analyse des Füllungsrandes

Im hier vorliegenden In-vitro-Versuch wurden unter Idealbedingungen Kompositfüllungen unter Anwendung von Adhäsivsystemen gelegt. Diese wurden verschiedenen Belastungen unterzogen, die den Belastungen in der Mundhöhle über einen längeren Zeitraum entsprechen.

Nach jeder Belastungsart wurden Replikamodelle angefertigt, die dann im Rasterelektronenmikroskop analysiert wurden. Beginnend im lateralen Schmelz über den Dentinbereich bis hin zum zweiten Schmelzbereich wurde der Füllungsrand übergangslos mit bis zu 1000 facher Vergrößerung abgefahren und anhand von 7 Kriterien beurteilt. Die 7 Bewertungskriterien für die Übergänge von der Zahnhartsubstanz zum Füllungsmaterial wurden in 2 Gruppen eingeteilt. Die erste Gruppe, bezeichnet mit „Randkontinuität“, beinhaltete folgende Kriterien: „Perfekter Rand“ (PR), „Kontinuierlicher Übergang“ (KO), „Quellung“ (QU), „Blase“ (BLA).

Die zweite Gruppe, bezeichnet mit „Randdiskontinuität“, bezog sich auf folgende Kriterien: „Haarriss“ (HR), „Randspalt“ (RS), „Aussprengung“ (AUS).

„Perfekter Rand“ wurde für einen kaum sichtbaren, makellosen Übergang zwischen Komposit und Zahnschmelz vergeben. „Kontinuierlicher Übergang“ bezeichnet einen dichten, geschlossenen Verbund von Füllungsmaterial zum Zahnhartgewebe, der kleine Ungenauigkeiten erkennen lässt.

„Quellung“ wurde gewählt, wenn der Rand kontinuierlich dicht war, jedoch Aufquellungen im Material zu erkennen waren, in stärkerer Ausprägung wurde dies als „Blase“ bezeichnet.

„Haarriss“ wurde gewählt, wenn es sich um eine Kontinuitätsunterbrechung kleiner als 2 µm handelte. Wenn die Unterbrechung größer ausfiel, wurde dies als

„Randspalt“ bezeichnet. Grobe, ausgebrochene Defekte im Bereich des Füllungsrandes wurden als „Aussprengungen“ bezeichnet.

Nach diesen Kriterien wurde der Füllungsrand übergangslos ausgemessen, dokumentiert, und die so ermittelten Werte zur untersuchten Randlänge der Füllung prozentual ins Verhältnis gesetzt. Die Markierungsrillen an der Füllung dienten hierbei als Orientierungshilfe bei der Arbeit mit dem Elektronenmikroskop.

Beispielfotos für die angewandten Kriterien sind in den Abbildungen 3 – 9 zusammengestellt:

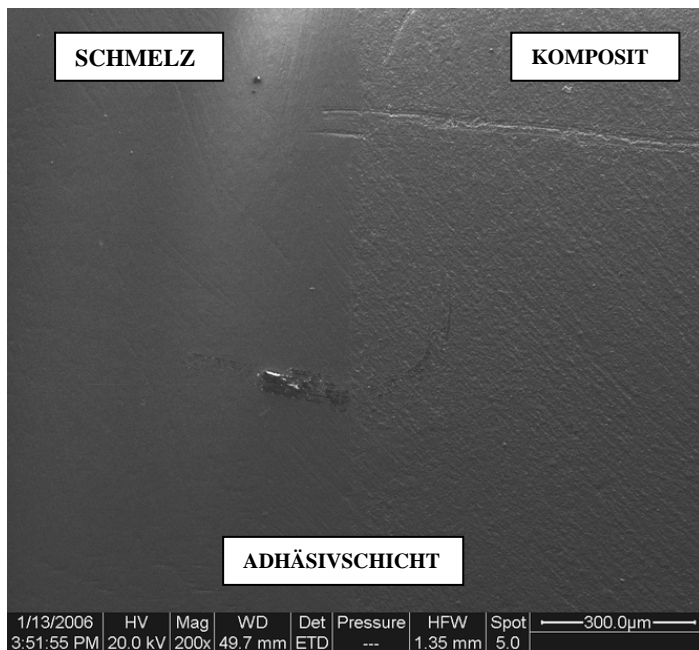


Abb 3:

Perfekter Rand (PR) = kontinuierlicher, spaltfreier Übergang von Füllung und Zahnhartsubstanz.

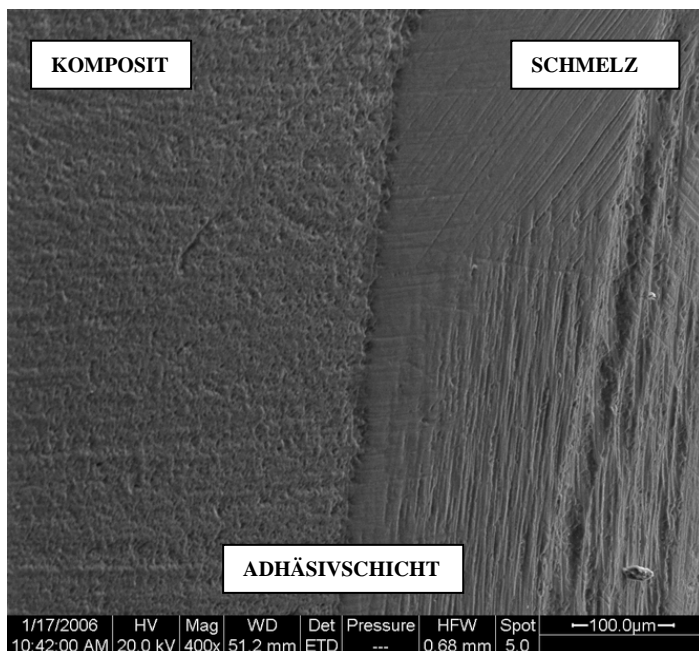


Abb. 4:

Kontinuierlicher Übergang (KO) = „nicht perfekter Rand“ mit einigen Unregelmäßigkeiten und sichtbaren Übergängen, jedoch ohne Unterbrechung der Kontinuität.

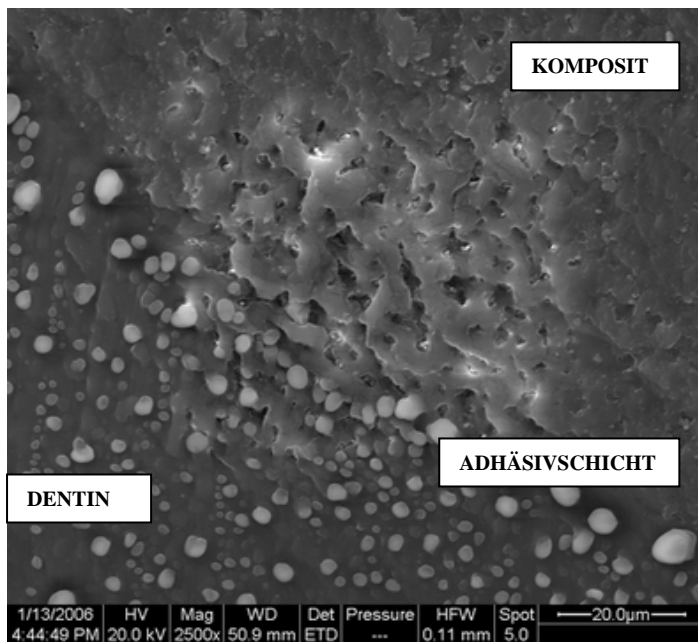


Abb. 5:

Quellung (QU) = durch Wasseraufnahme verursachte Aufquellung des Kompositmaterials bzw. der Adhäsivschicht.

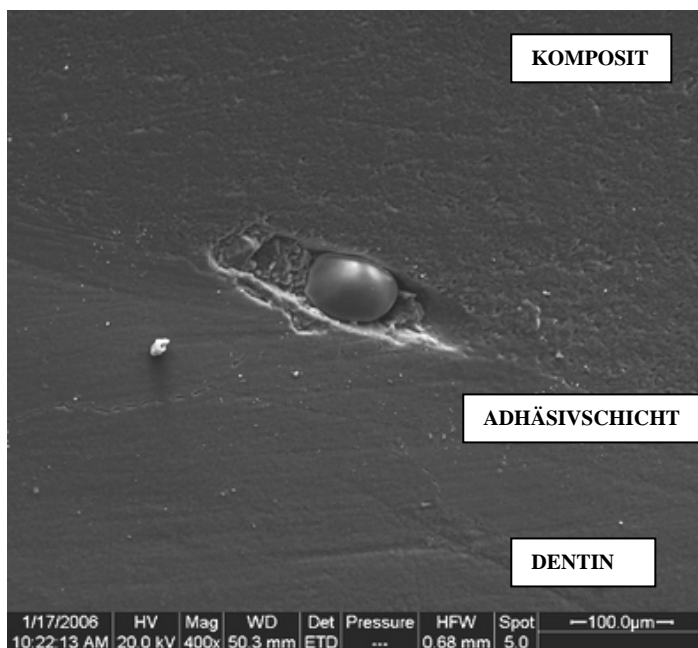


Abb. 6:

Blase (BLA) = Eingeschlossener Hohlraum im Material.

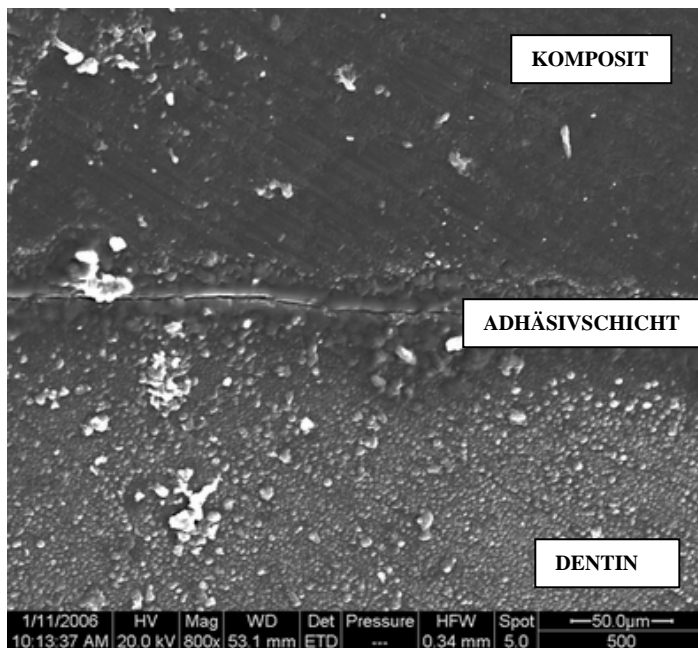


Abb. 7:

Haarriss (HR) = Kontinuitätsunterbrechung kleiner als 2 μm.

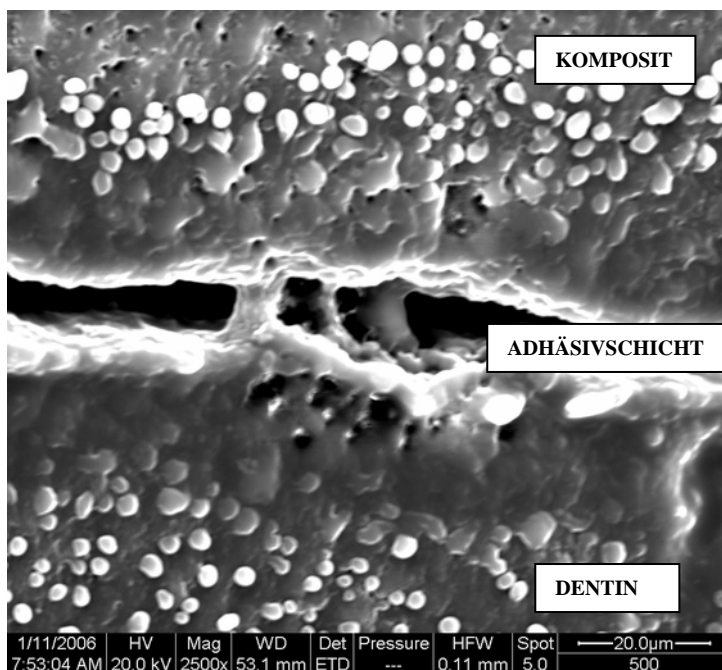


Abb. 8:

Randspalt (RS) = Kontinuitätsunterbrechung größer als 2 μm.

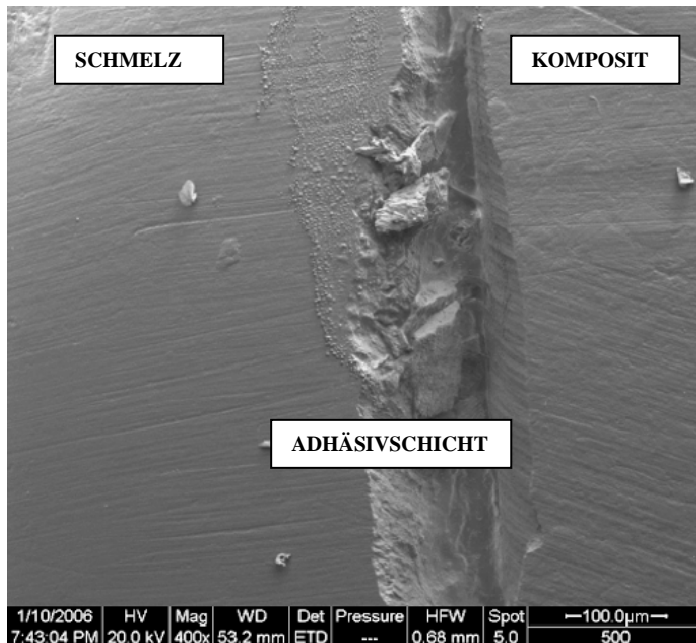


Abb.: 9

Aussprengung (AUS) = großer, ausgeprägter Verlust der Kontinuität.

3.6. Der Farbstoffpenetrationstest

Als letzte Analyse wurde der Farbstoffpenetrationstest durchgeführt. Die apikalen Foramina wurden mit Komposit verschlossen und der komplette Zahn, bis auf ein Fenster zentral im Bereich der Stufe im Dentin, das als Eintrittsfenster der Markierungsflüssigkeit diente, mit Nagellack abgedichtet. Nach einer 24stündigen Lagerung in Methylenblau (0,5 %) wurden die Zähne gründlich mit Wasser abgespült. Jeder Zahn wurde mittels eines Sagittalschnittes durch die Füllungsmitte in zwei Teile geteilt und unter dem Auflichtmikroskop in Bezug auf die Farbstoffpenetration bewertet. Von den beiden Zahnhälften wurden Fotos angefertigt, wie Abbildung 10 zeigt.

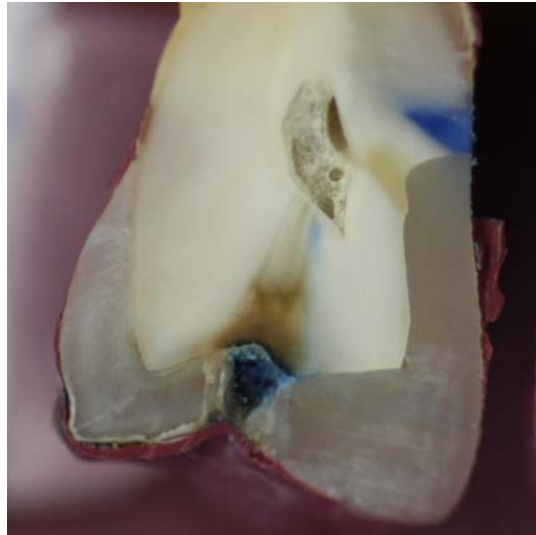


Abb.10: Sagittalschnitt durch Zahn und Füllung nach 24 h Lagerung in Methylenblau

Die Abbildung 11 veranschaulicht die Gradeinteilung für die Bewertung der Farbstoffpenetration bezogen auf die Eindringtiefe des Farbstoffs:

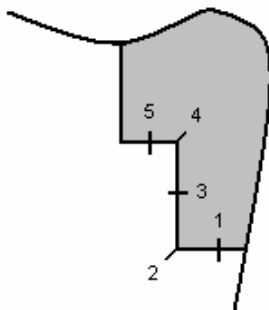


Abb. 11: Gradeinteilung der Farbstoffeindringtiefe

Grad 0 = farbdichter Verbund

Grad 1 = Penetration von Farbstoff bis maximal $\frac{1}{2}$ der zerviko-approximalen Stufe

Grad 2 = Penetration von Farbstoff bis maximal gesamte zerviko-approximale Stufe

Grad 3 = Penetration von Farbstoff bis maximal $\frac{1}{2}$ der axialen Kavitätenwand

Grad 4 = Penetration von Farbstoff bis maximal gesamte axiale Kavitätenwand

Grad 5 = Penetration von Farbstoff in den Bereich des okklusalen Kavitätenbodens

3.7. Datenauswertung

Die ermittelten Messwerte für die einzelnen Bewertungskriterien wurden mit der Gesamtlänge der Füllung ins Verhältnis gesetzt und die so erhaltenen Prozentwerte in Tabellenform einander gegenübergestellt.

Zur Datenauswertung wurde primär die prozentuale Häufigkeit des Bewertungskriteriums „Perfekter Rand“ innerhalb der einzelnen Versuchsgruppen nach den verschiedenen Belastungstests sowie zwischen den verschiedenen Gruppen verglichen.

Dabei wurden die schmelz- und dentinbegrenzten Füllungsråder getrennt berücksichtigt.

Als Vergleichsgruppe diente die Gruppe 1 (Clearfil Protect Bond mit Clearfil APX).

Die Gruppen 2, 3, 4, 5, 6, 7 und die Gruppen 8, 9, 10, 11 wurden getrennt betrachtet.

Die Ergebnisse wurden einer statistischen Auswertung unterzogen. Hier wurden die Testverfahren nach Kruskal-Wallis und nach Mann-Whitney mittels des Programms SPSS V. 15.0 angewandt. Das Signifikanz-Niveau wurde für die Gruppen 2, 3, 4, 5, 6, 7 bei $p = 0,008$ und für die Gruppen 8, 9, 10, 11 bei $p = 0,0125$ gemäß Bonferroni-Korrektur festgelegt.

4. Ergebnisse

4.1. Rasterelektronenmikroskopische Füllungsrandanalyse

4.1.1. Füllungsrandanalyse im Bereich der approximalen Restaurationsråder **- schmelzbegrenzt**

Die prozentuale Verteilung der verschiedenen Randqualitäten - Randspalt, Haarriss, Kontinuierlicher Übergang, Blase, Aussprengung, Quellung und Perfekter Rand - an den schmelzbegrenzten Füllungsråder ist in den nachfolgenden Abbildungen 12 (nach 24 h Wasserlagerung), Abbildung 13 (nach thermischer Belastung) und Abbildung 14 (nach mechanischer Belastung) für alle Versuchsgruppen vergleichend dargestellt.

Die Gruppen 1 (Protect Bond) und 2 (S³) der ersten Versuchsreihe wurden innerhalb der zweiten Versuchsreihe auf jeweils 8 Zähne insgesamt aufgestockt. Die Gruppen 3, 4, 5, 6 setzten sich aus jeweils 4 Zähnen zusammen. Die Gruppe mit G-Bond, das einmal unter optimalen Bedingungen und einmal nach Herstellerangaben verarbeitet worden war, konnte aufgrund fehlender, signifikanter Unterschiede zusammengefasst behandelt werden.

Im Anschluss an die graphischen Darstellungen sind elektronenmikroskopische Bilder zu finden, die schmelzbegrenzte Füllungsrande nach den unterschiedlichen Belastungen zeigen.



Abb. 12: Prozentuale Verteilung der unterschiedlichen Füllungsrandkriterien bezogen auf die im Schmelz gelegenen Restaurationsränder nach 24 h Wasserlagerung.
(Die im Diagramm aufgeführten Abkürzungen der Bewertungskriterien sind auf Seite 24 erläutert.)

Aus der Abbildung 12 ist zu erkennen, dass die im Schmelz gelegenen Restaurationsränder nach 24 h Wasserlagerung hohe Anteile an perfekter Adaptation von ca. 85% bis über 90% besitzen. Deutlich schlechter stellte sich das Randschlussverhalten in der Gruppe 8 (Resulcin AM / LC APA Ceram) dar.

Hier liessen sich bereits deutlich Randspalten im Schmelzbereich erkennen, die bei 23,9 % vor thermischer und mechanischer Belastung lagen. Auch lag der Prozent-

wert für das Kriterium Haarriss mit 14,3 % sehr deutlich über denen der Vergleichsgruppen. So wurde in dieser Gruppe lediglich ein Anteil an perfekten Rändern in Höhe von 53,3 % erreicht. In der Gruppe 10 (Resulcin AM / LC Mikrofillhybrid) lag der Anteil an perfekten Rändern mit 77,5 % auch etwas unter dem Durchschnitt der Vergleichsgruppen, dieses resultierte aber aus einem gesteigerten Anteil an Ungenauigkeiten im Adaptationsverhalten (Kontinuierlicher Übergang 16,2 %.) Der prozentuale Anteil an Spalten und Haarrissen fiel nicht signifikant auf.

Nach thermischer Belastung, dargestellt in Abbildung 13, kam es generell zu einer Verschlechterung der Randadaption, die aber in den einzelnen Gruppen unterschiedlich deutlich ausfiel. Hervorzuheben war hier die Gruppe 1 mit einer Verschlechterung im Bereich des perfekten Randverhaltens um lediglich 2,5 %, was einen fast konstanten Wert im Vergleich zur Situation nach 24stündiger Wasserbelastung darstellte. Negativ fielen die Gruppen 8 und 10 mit Resulcin AM auf, die eine wesentliche Verschlechterung der Randqualität aufwiesen. Der prozentuale Anteil an perfekter Randadaption lag unter 20 % nach thermischer Belastung und zeigte somit signifikant schlechtere Werte im Vergleich zur Referenzgruppe.

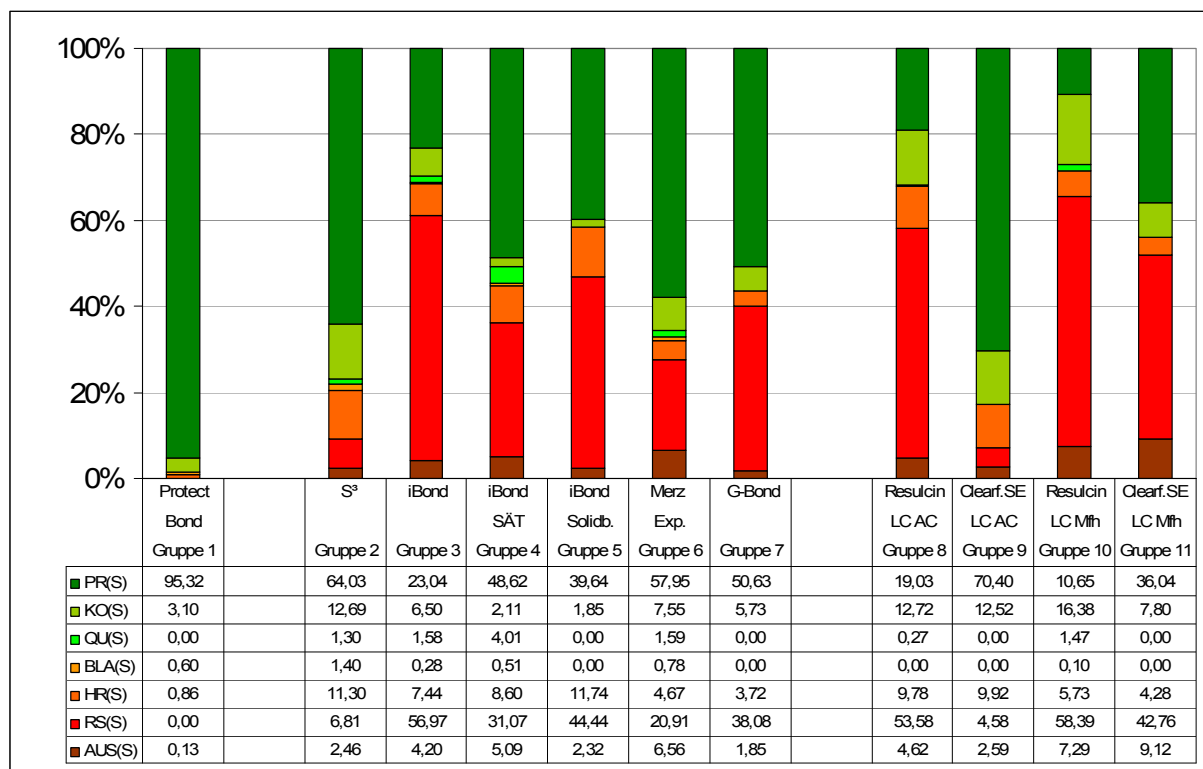


Abbildung 13: Prozentuale Verteilung der unterschiedlichen Füllungsrandkriterien bezogen auf die im Schmelz gelegenen Restaurationsränder nach 24 h Wasserlagerung und thermischer Belastung. (Die im Diagramm aufgeführten Abkürzungen der Bewertungskriterien sind auf Seite 24 erläutert.)

Die folgende Abbildung 14 stellt die graphische Auswertung des mechanischen Belastungstests dar. Nach durchgeführter Kausimulation zeigte sich wiederum eine Verschlechterung der Adaptation im Randbereich, die sich sowohl in den Versuchsgruppen 2 -7, als auch in den Versuchsgruppen 8 - 11 statistisch signifikant darstellte.

Sehr gute Werte wurden in der Versuchsgruppe 1 (Protect Bond) erreicht.

Hier lag der Wert für das Bewertungskriterium perfekter Rand bei 75 % im Schmelzbereich und damit weit vor den anderen Gruppen.

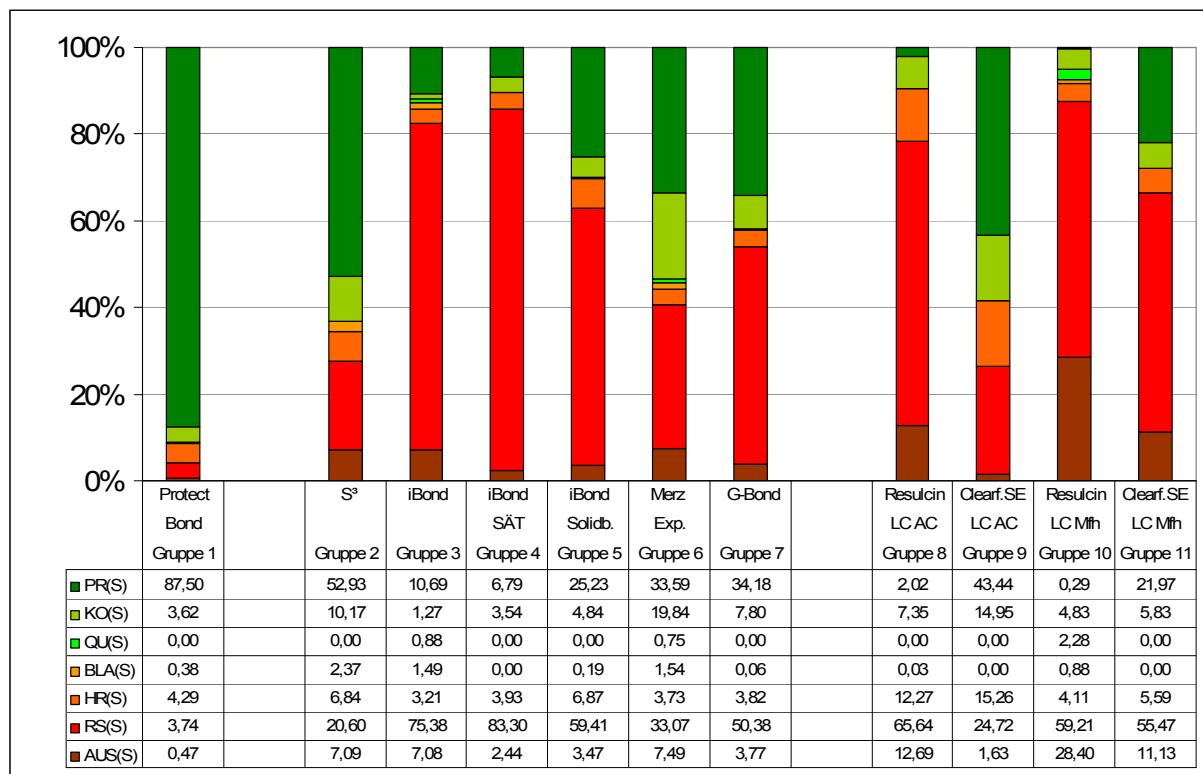


Abbildung 14: Prozentuale Verteilung der unterschiedlichen Füllungsrandkriterien bezogen auf die im Schmelz gelegenen Restaurationsränder nach 24 h Wasserlagerung, thermischer und mechanischer Belastung.

(Die im Diagramm aufgeführten Abkürzungen der Bewertungskriterien sind auf Seite 24 erläutert.)

Nachfolgende REM-Aufnahmen dienen zur Veranschaulichung der Messergebnisse:

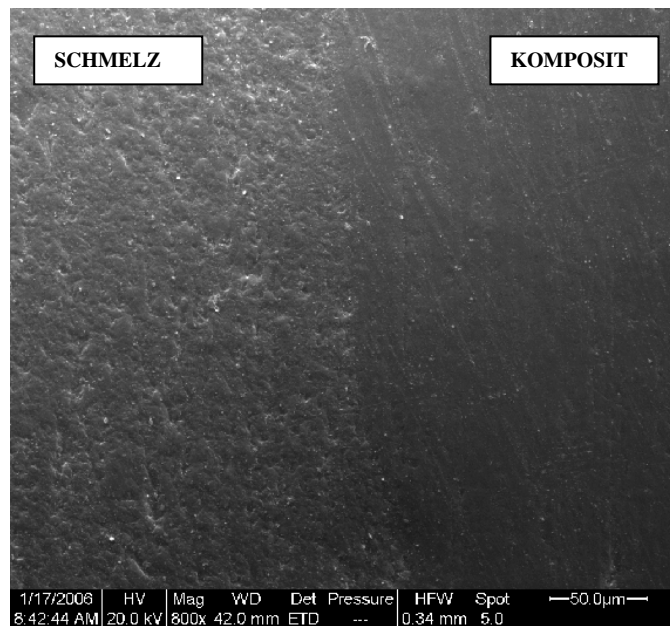


Abb. 15: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 2 (Protect Bond / Clearfil APX) nach Wasserlagerung, thermischer und mechanischer Belastung bei 800facher Vergrößerung.

Perfekter Randschluss.

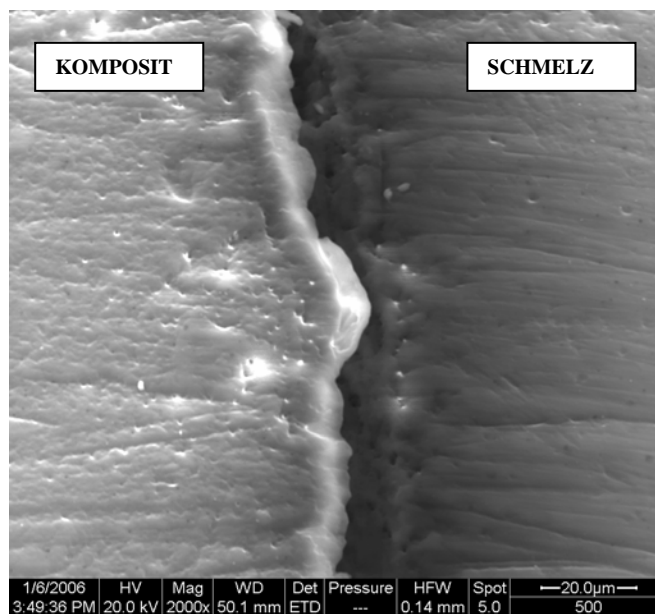


Abb. 16: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 8 (Resulcin / LC Apa Ceram) nach thermischer Belastung bei 2000facher Vergrößerung.

Randspalt.

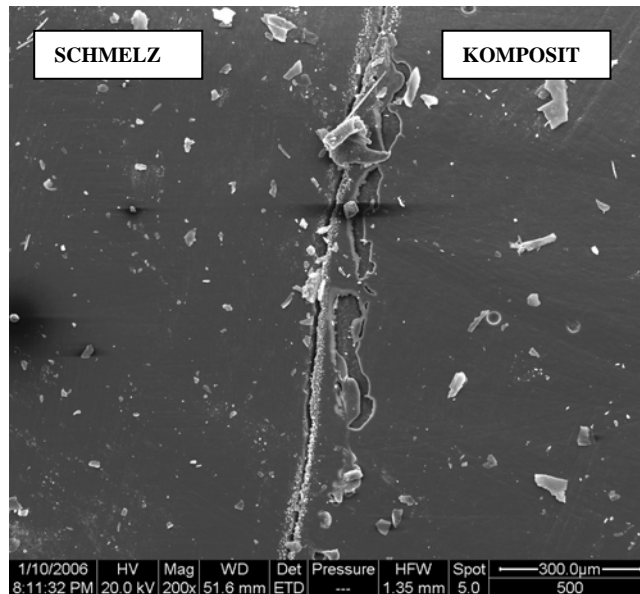


Abb. 17: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 10 (Resulcin/ LC Mikrofillhybrid) nach mechanischer Belastung bei 200facher Vergrößerung. Randspalt.

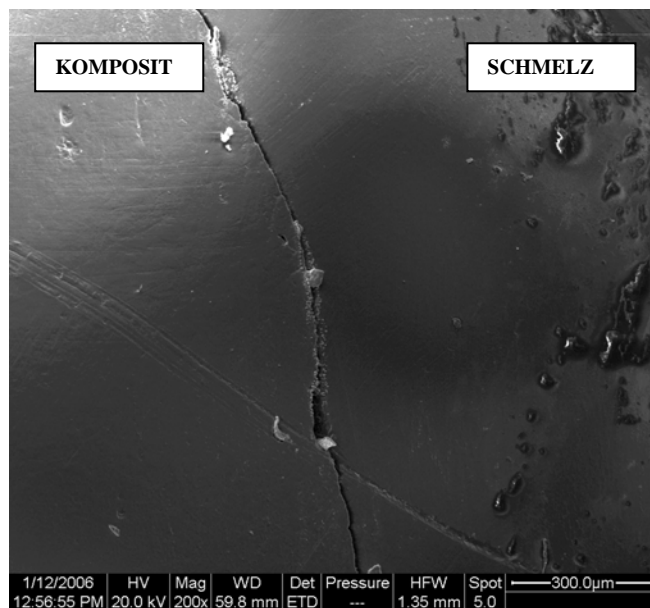


Abb. 18: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 11 (SE/ LC Mikrofillhybrid) nach mechanischer Belastung bei 200facher Vergrößerung. Randspalt.

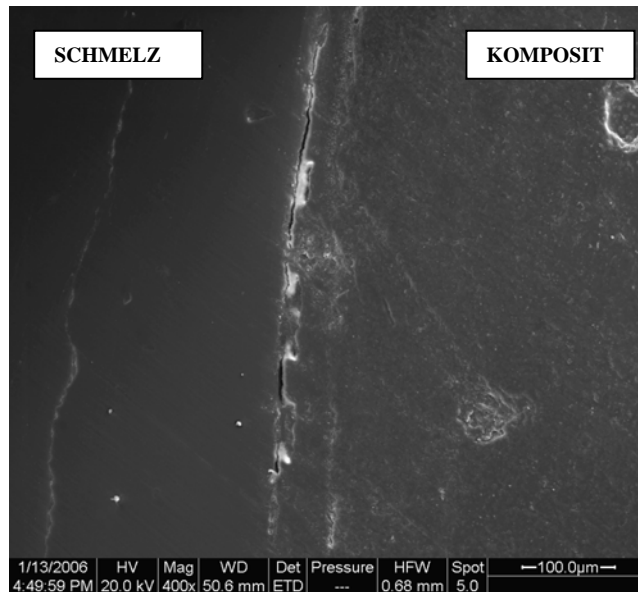


Abb. 19: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 2 (S³ / Clearfil APX) nach mechanischer Belastung bei 400facher Vergrößerung. Randspalt.



Abb. 20: REM-Aufnahme eines schmelzbegrenzten Füllungsrandes der Versuchsgruppe 7 (G-Bond / Clearfil APX) nach Wasserlagerung bei 800facher Vergrößerung. Perfekter Rand.

4.1.2. Füllungsrandanalyse im Bereich der approximalen Restaurationsränder - dentinbegrenzt.

Wie im Schmelz erfolgte auch im Dentinbereich eine Bewertung der Randqualität anhand der Kriterien Randspalt, Haarriss, Kontinuierlicher Übergang, Blase, Ausprengung, Quellung und Perfekter Rand. In den folgenden Diagrammen sind die Randqualitäten nach den verschiedenen Belastungen (Wasserlagerung, thermische und mechanische Belastung) für alle Versuchsgruppen dargestellt. Die folgenden Abbildungen 24-33 zeigen repräsentative REM-Photos der Füllungsränder im Dentin.



Abb. 21: Prozentuale Verteilung der unterschiedlichen Füllungsrandkriterien bezogen auf die im Dentin gelegenen Restaurationsränder nach 24 h Wasserlagerung.
(Die im Diagramm aufgeführten Abkürzungen der Bewertungskriterien sind auf Seite 24 erläutert.)

Aus Abbildung 21 ist zu erkennen, dass im Dentinbereich die Restaurationsränder hohe Anteile an perfekter Adaption zeigten.

Bis auf 4 Versuchsgruppen fanden sich hier Werte an perfektem Randschlussverhalten zwischen 85% und 97%.

Auffallend schlecht im Randschlussverhalten stellte sich wiederum die Gruppe 8 (ResulcinAM / LC APACeram) dar, die Werte von lediglich 16 % an perfekten Rändern und im Gegenzug 72% Randspalten aufwies, wobei diesen Werten nur die Wasserlagerung zu Grunde lag.

Auch in der Versuchsgruppe 10, in der ResulcinAM mit LC Mikrofillhybrid kombiniert war, ergaben sich Werte an perfekter Adaption von lediglich 47%.

Im direkten Vergleich der Versuchsgruppe 8 (ResulcinAM / LC APACeram) und 9 (SE / LC APACeram), zeigte sich in der Versuchsgruppe 9, bezogen auf das Kriterium „Perfekter Rand“, ein Wert von 93%, also ein um 77% besseres Randschlussverhalten.

Beim direkten Vergleich der Versuchsgruppen 10 (ResulcinAM / LC Mikrofillhybrid) und 11 (SE / LC Mikrofillhybrid) fanden sich ebenfalls in der Versuchsgruppe mit Resulcin deutlich schlechtere Werte, allerdings nicht in Bezug auf Randspalten, sondern bei Betrachtung der Kriterien „Haarrisse“ und „Ungenauigkeiten im Randschluss“.

Die folgende Abbildung veranschaulicht die Ergebnisse nach thermischer Belastung. Nach erfolgter thermischer Belastung kam es in allen Versuchsgruppen zu einer Verschlechterung der Randqualität, die aber unterschiedlich stark ausfiel.

Die Versuchsgruppen 2, 3, 4, 5, 6, 7 und 9 zeigten keine statistisch signifikanten Auffälligkeiten im Vergleich zur Referenzgruppe 1 nach thermischer Belastung.

Die Prozentwerte des Kriteriums „Perfekter Rand“ lagen zwischen 75% – 93% und die Prozentanteile für das Kriterium „Randspalt“ bewegten sich teilweise deutlich unter 15%.

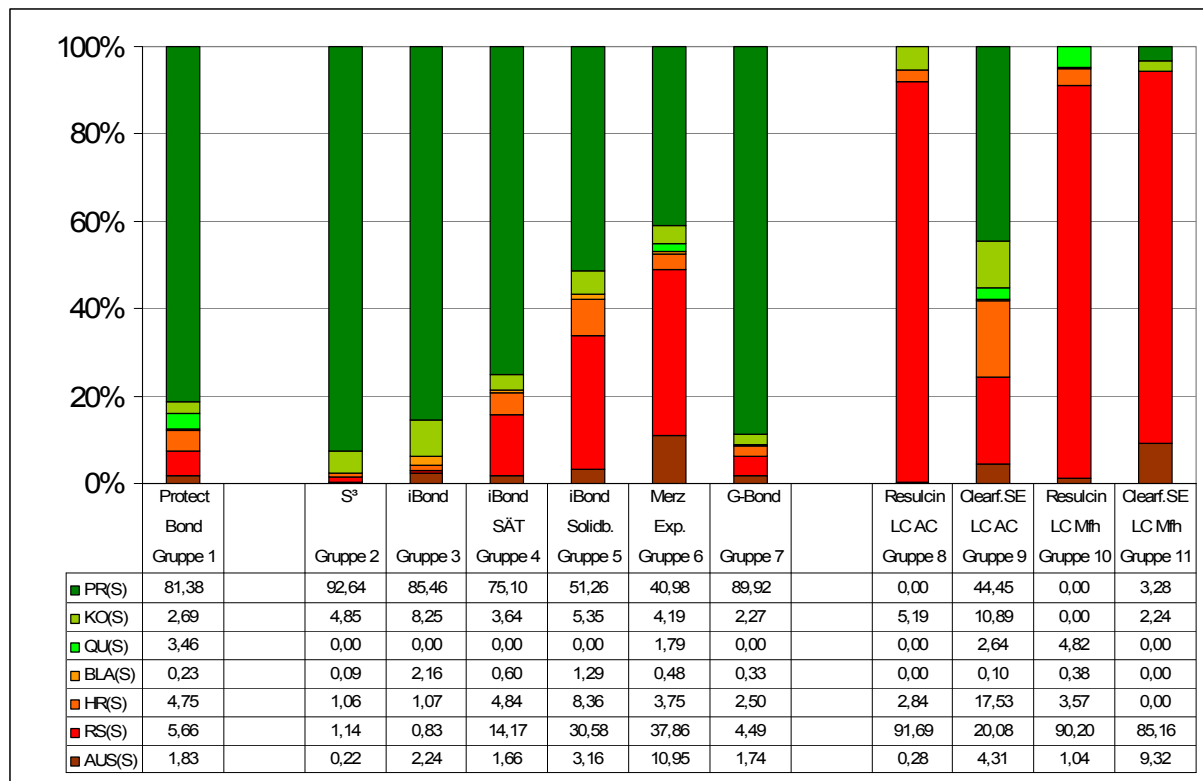


Abb. 22: Prozentuale Verteilung der unterschiedlichen Füllungsrandkriterien bezogen auf die im Dentin gelegenen Restaurationsränder nach thermischer Belastung.
(Die im Diagramm aufgeführten Abkürzungen der Bewertungskriterien sind auf Seite 24 erläutert.)

Mit Prozentwerten im Bereich von 41% - 51% für das Kriterium perfekter Rand fielen die Versuchsgruppen 5 (iBond Solidbond), 6 (Merz Prototyp Exp. Adhäsivsystem), 9 (SE / LC APA Ceram) deutlich schlechter in der Auswertung aus.

Die Werte für das Kriterium „Randspalt“ waren in den Gruppen 5 und 6 mit über 30% hoch, in Gruppe 8 lag der Wert für „Randspalten“ bei 20%, wobei hier ein hoher Wert für das Kriterium „Haarriss“ mit 18% zu beobachten war.

Eine statistisch signifikante Verschlechterung dieser Werte war in den Gruppen 8 (ResulcinAM / LC APACeram), 10 (ResulcinAM / LC Mikrofillhybrid) und 11 (SE / LC Mikrofillhybrid) auffällig.

In der Gruppe 8 lag der Prozentwert für das Kriterium „Randspalt“ bei drastisch hohen 92% bereits nach thermischer Belastung. Zusätzlich fielen hier fast 3% „Haarrisse“ auf und 5% des Gesamtfüllungsrandes zeigten einen kontinuierlichen, aber ungenauen Übergang. Daraus resultierte beim Kriterium „Perfekter Rand“ ein Wert von 0 %.

In Versuchsgruppe 10 fanden sich sehr ähnliche Ergebnisse in der Auswertung.

Der Wert für das Kriterium „Randspalt“ betrug 90% nach thermischer Belastung. Der Anteil an Haarrissen an der Gesamtlänge war 4%. Addiert man die übrigen Kriterien wie Quellung und Aussprengung dazu, erhält man für das Kriterium „Perfekter Rand“ 0%.

In Versuchsgruppe 11 zeigt die Abbildung 22 ähnlich schlechte Werte wie in den Gruppen 8 und 10. Der Anteil an Randspalten betrug 85%, 9% Aussprengungen sind zu addieren. Der Wert für das Kriterium „Perfekter Rand“ belief sich auf 3%.

Vergleicht man nun die Werte der beiden Tabellen aus den Abbildungen 21 und 22, so fallen besonders die Werte der Versuchsgruppen 8 und 10 auf, bei denen als Adhäsivsystem Resulcin verwendet wurde. Hier erkennt man bereits nach der Wasserlagerung signifikant schlechte Werte im Vergleich zu den Messwerten der anderen Gruppen. Nach der thermischen Belastung verschlechterten sich diese Werte drastisch, so dass sich die Werte für den „Perfekter Rand“ auf 0% beliefen. Da verschiedene Komposite in diesen beiden Gruppen verwendet wurden, lässt sich folgern, dass die schlechten Werte dem Resulcin zuzuschreiben sind.

In Gruppe 11 (SE / LC Mikrofillhybrid) fanden sich ebenfalls statistisch signifikant schlechtere Werte nach thermischer Belastung (85% Randspalt, 9% Aussprengung, 3% perfekter Rand), jedoch zeigten die Ergebnisse nach Wasserlagerung noch akzeptable Werte (10% Randspalt, 81% perfekter Rand).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass bereits zu diesem Zeitpunkt der Versuchsreihe die Materialien Resulcin und der Kunststoff LC Mikrofillhybrid nicht überzeugen konnten.

Nachstehend in Abbildung 23 sind die Messwerte nach erfolgter mechanischer Belastung aufgeführt:



Abb. 23: Prozentuale Verteilung der unterschiedlichen Füllungsrandkriterien bezogen auf die im Dentin gelegenen Restaurationsränder nach mechanischer Belastung.
(Die im Diagramm aufgeführten Abkürzungen der Bewertungskriterien sind auf Seite 24 erläutert.)

In den Versuchsgruppen 2 (S³), 4 (iBond SÄT) und 5 (iBond Solidbond) zeigte sich eine Verschlechterung der Werte, die aber im Vergleich zu der Referenzgruppe statistisch nicht signifikant war.

Während in Gruppe 2 ein Anteil des perfekten Randes an der Gesamtlänge der Füllung von 77% erreicht wurde und damit ein gutes Ergebnis nach mechanischer Belastung erreicht wurde, lag der Prozentwert der Gruppe 1 bezogen auf den perfekten Rand nur bei 55%. In Versuchsgruppe 4 fand sich ein Anteil von 46% perfektem Rand, dem 43% Randspalt und 4% Haarriss gegenüberstanden.

In Versuchsgruppe 5 zeigte sich mit nur 32% perfektem Rand ein schon deutlich schlechterer Wert.

Die Versuchsgruppen 8, 9, 10, 11 wiesen nach der mechanischen Belastung eine weitere Verschlechterung der Randadaptation auf. Das bereits nach thermischer Belastung erzielte schlechte Ergebnis wurde durch die Auswertung nach mechanischer Belastung bestätigt.

Selbst die Versuchsgruppe 9 (SE / LC Apa Ceram), die nach thermischer Belastung noch im mittleren Bereich der gemessenen Werte angesiedelt war, zeigte signifikant schlechte Ergebnisse mit nur 9% Anteil an perfektem Rand.

Ein hervorragendes Ergebnis wurde in der Versuchsgruppe 3 (2 x iBond neu) erzielt. Nach mechanischer Belastung resultierte bei diesem Produkt ein Anteil an perfekten Rändern im Vergleich zur Gesamtlänge der Füllung von 81%. Der Anteil an Randspalten belief sich nur auf beachtenswerte 2%. 10% fielen dem Kriterium „Kontinuierlicher Übergang“ zu, d.h. ein dicht adaptierter, unregelmäßiger Übergang.

Ebenfalls sehr gute Ergebnisse nach Durchlaufen aller 3 Belastungsprozeduren lieferte die Gruppe mit G-Bond und APX. Nach mechanischer Belastung fand sich beim Kriterium „Perfekter Rand“ ein Wert von 84% und für das Kriterium „Randspalt“ ein Wert von 8%. Weitere 4% entfielen auf das Kriterium „Kontinuierlicher Übergang“. Damit lieferte diese Versuchsgruppe ähnlich gute Ergebnisse wie Gruppe 3 (2 x iBond neu). Diese beiden Gruppen setzten sich im Vergleich zu den anderen Versuchsgruppen ab und zeigten beachtenswert gute Ergebnisse im Bereich der dentinbegrenzten Füllungsänder.

Die nachfolgenden Abbildungen zeigen repräsentative REM-Aufnahmen von dentinbegrenzten Füllungsändern in unterschiedlichen Auflösungen. Die Bilder zeigen deutlich die Qualität der marginalen Adaptation nach den unterschiedlichen Belastungen. Auch zeigen sich hier Unterschiede zwischen den einzelnen Versuchsgruppen während einer Belastung. Es ist erkennbar, wie die jeweilige Belastung qualitativ unterschiedliche Auswirkungen auf das Material und den Randschluss hat.

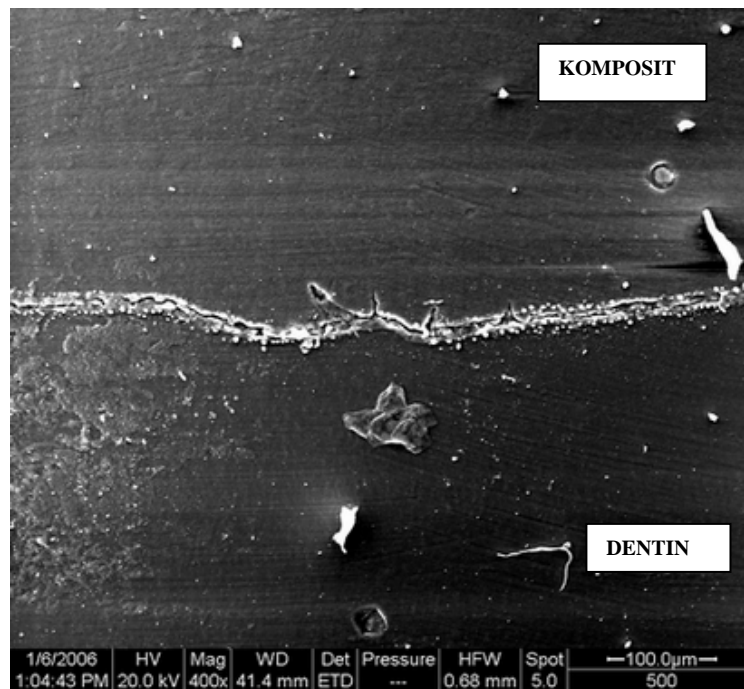


Abb. 24: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchgruppe 8 (ResulcinAM / LC APA Ceram) nach Wasserlagerung.
Randspalt.

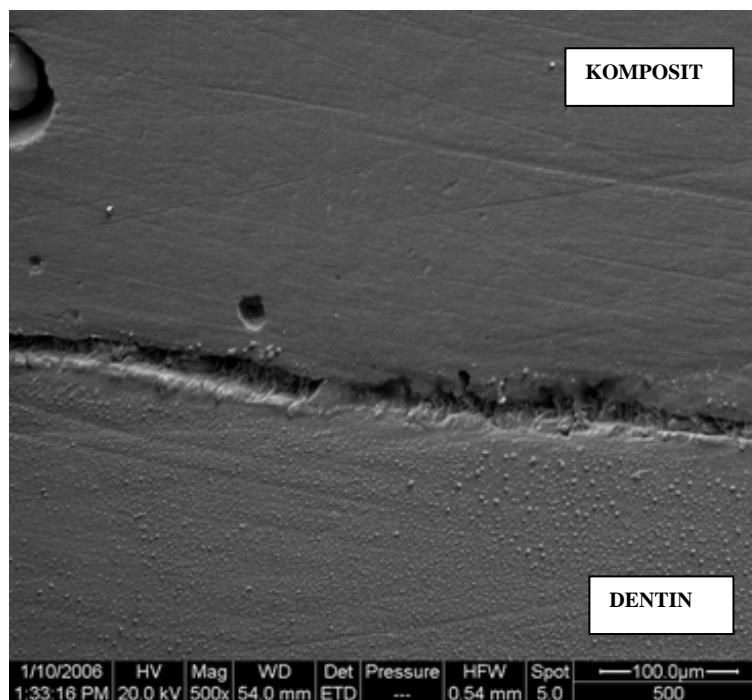


Abb. 25: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchgruppe 10 (ResulcinAM / LC Mikrofillhybrid) nach Wasserlagerung.
Randspalt.

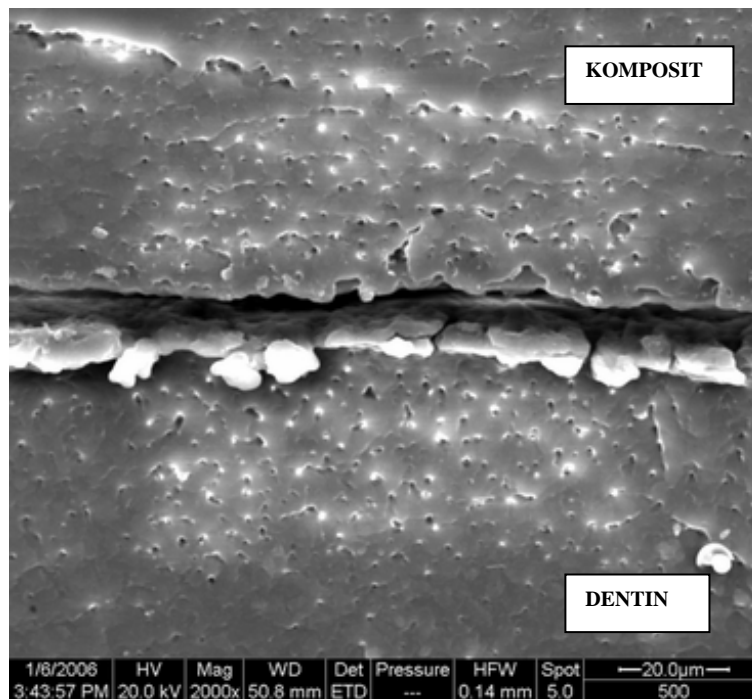


Abb. 26: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchgruppe 8 (ResulcinAM / LC APA Ceram) nach thermischer Belastung.
Randspalt.

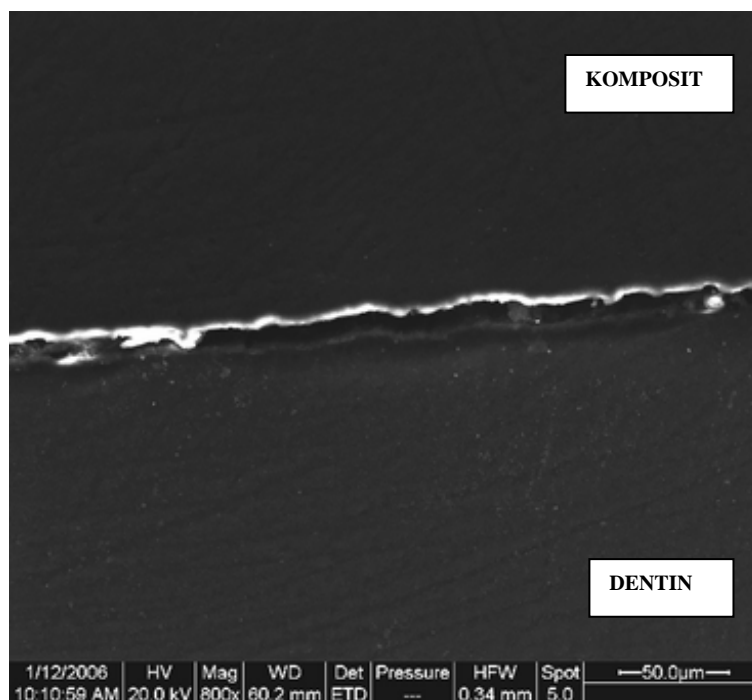


Abb. 27: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchgruppe 11 (SE / LC Mikrofillhybrid) nach thermischer Belastung.
Randspalt.

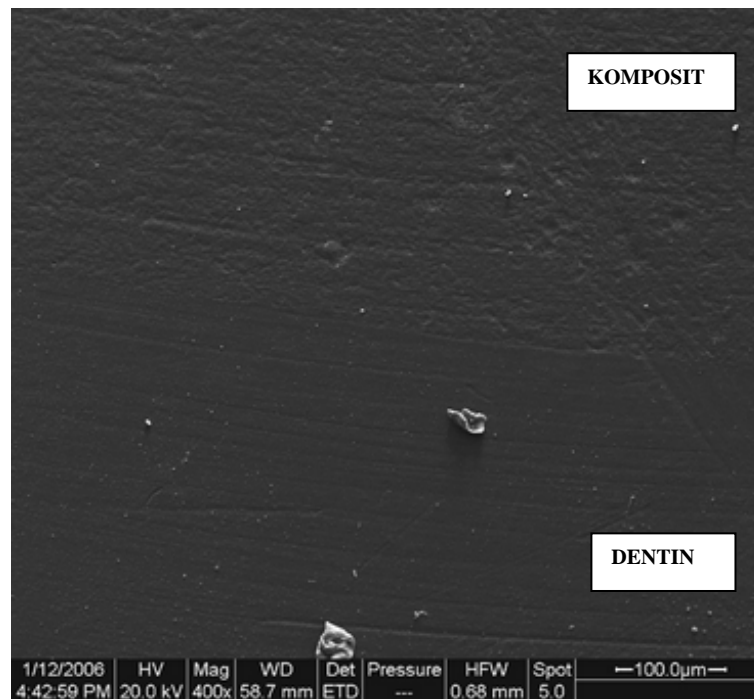


Abb. 28: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchgruppe 2 (S³) nach thermischer Belastung.
Perfekter Randschluss.

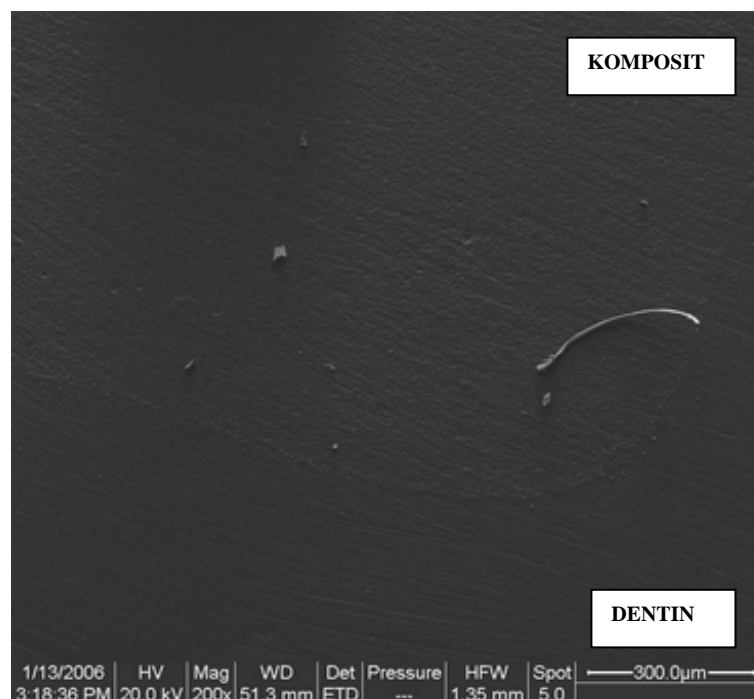


Abb. 29: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchgruppe 1 (Protect Bond) nach thermischer Belastung.
Perfekter Randschluss.

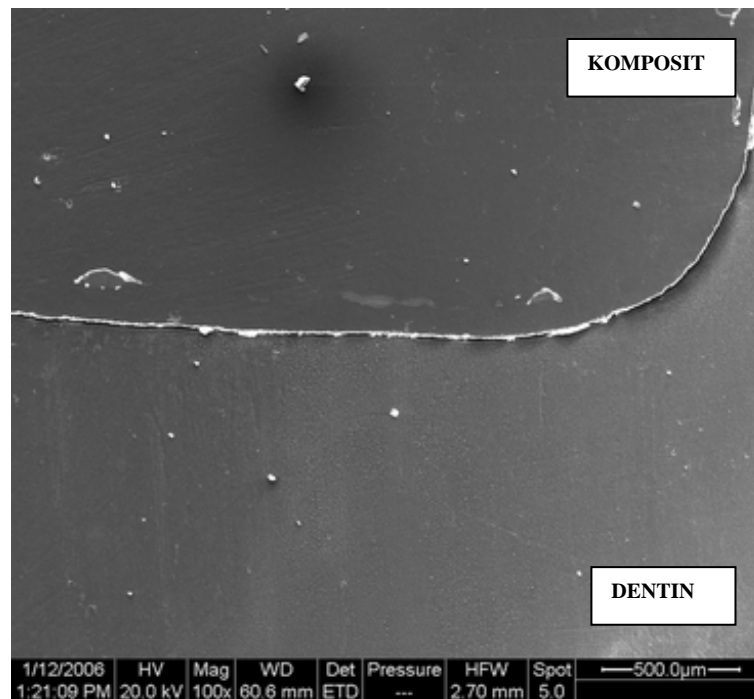


Abb. 30: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchgruppe 11 (SE/ LC Mikrofillhybrid) nach mechanischer Belastung.
Randspalt.

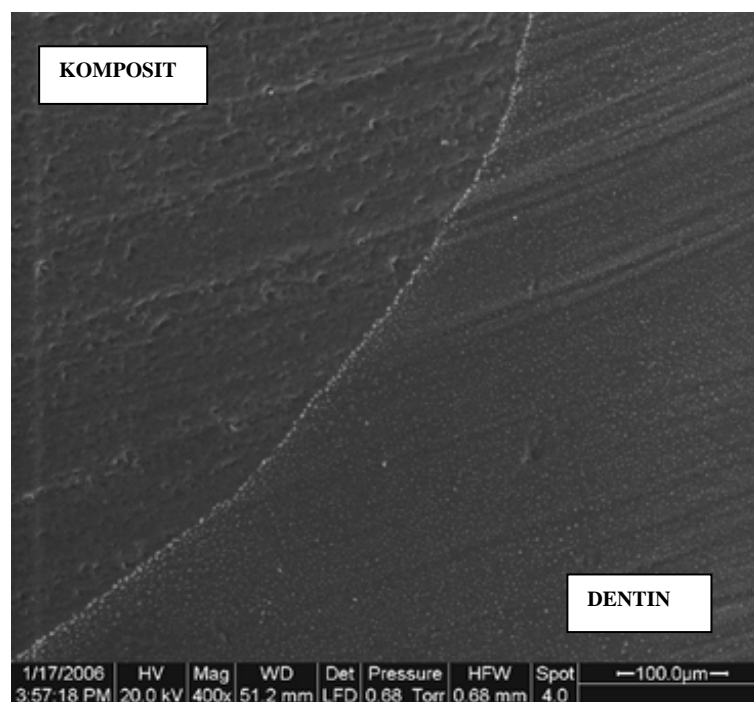


Abb. 31: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchgruppe 7 (G-Bond / Clearfil APX) nach mechanischer Belastung.
Perfekter Rand.

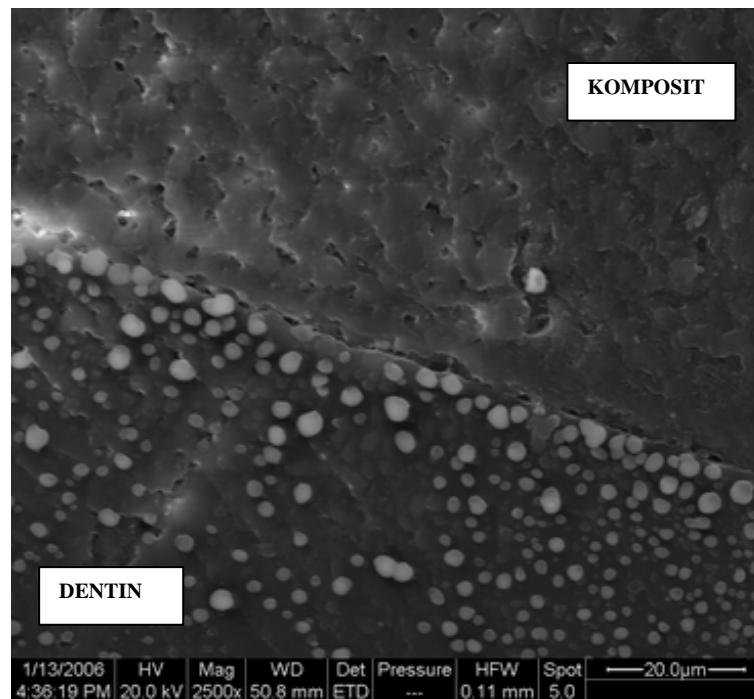


Abb. 32: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchgruppe 2 (S³) nach mechanischer Belastung.
Haarrisse.

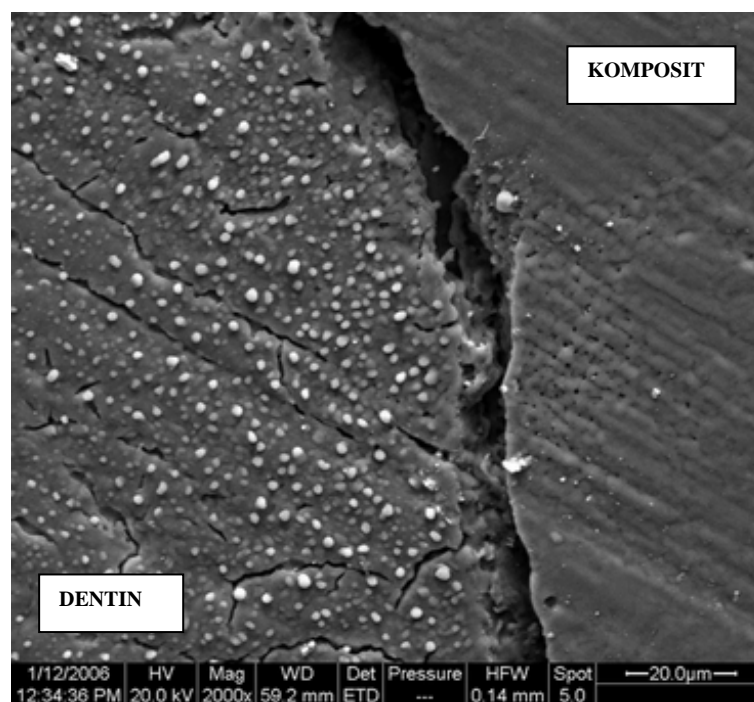


Abb. 33: REM-Aufnahme eines dentinbegrenzten Füllungsrandes der Versuchgruppe 11 (SE / LC Mikrofillhybrid) nach mechanischer Belastung.
Randspalt.

Die folgende Abbildung 34 zeigt die Box-Plot-Diagramme (Abbildung 34) für den Schmelz- und Dentinbereich nach den jeweiligen Belastungen in der Übersichtsdarstellung.

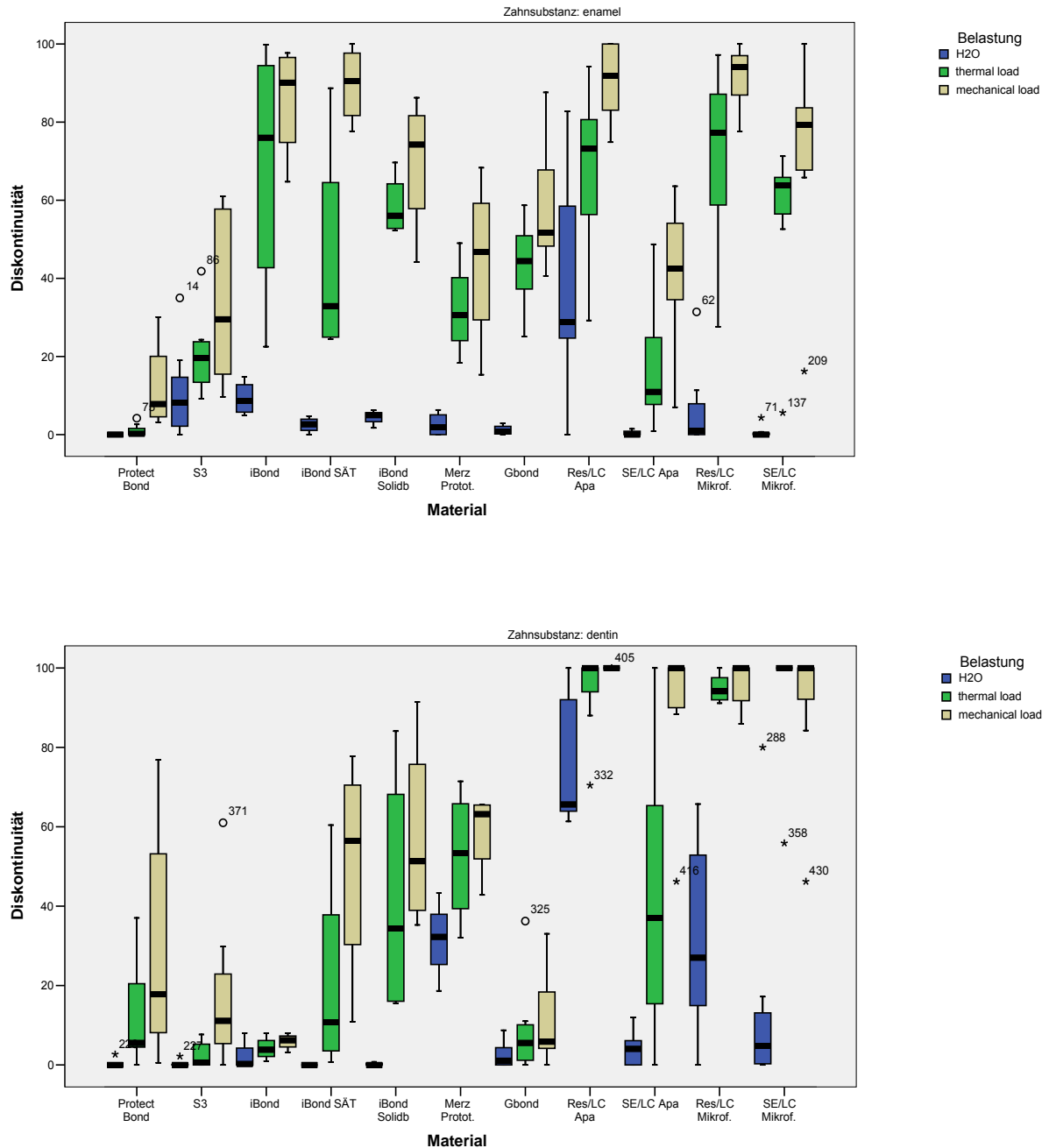


Abb.34

Boxplotdiagramme für die prozentuale Häufigkeit des Randkriteriums „Diskontinuität“. Hierbei sind die drei Kriterien „Haarriss“, „Randspalt“ und „Aussprengung“ zusammengefasst. Dargestellt sind die Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin, sowie die drei Belastungsformen Wasserlagerung, thermische und mechanische Belastung.

Die nachstehende Tabelle 3 zeigt die Ergebnisse der statistischen Auswertung für den Vergleich der Versuchsgruppen mit der Referenzgruppe 1 (Cl. Protect Bond) unter Berücksichtigung des Kriteriums „Diskontinuität“. Das Signifikanz-Niveau wurde für die Gruppen 2, 3, 4, 5, 6, 7 bei $p = 0,008$ und für die Gruppen 8, 9, 10, 11 bei $p = 0,0125$ gemäß Bonferroni-Korrektur festgelegt. „Nicht signifikante“ Werte wurden mit „n.s.“ bezeichnet.

Tab. 3: Statistischer Vergleich der verschiedenen Versuchsgruppen bezogen auf die Referenzgruppe 1 (Cl. Protect Bond).

Substanz	Referenzgruppe (Gruppe 1)	Vergleichsgruppe	Adhäsivsystem	H2O Belastung	Thermische Belastung	Mechanische Belastung
Schmelz	Cl. Protect Bond	2	S ³	0,001	0,001	0,015
	Cl. Protect Bond	3	iBond	0,001	0,006	0,006
	Cl. Protect Bond	4	iBond SÄT	0,007	0,006	0,006
	Cl. Protect Bond	5	iBond Solidb.	0,001	0,006	0,006
	Cl. Protect Bond	6	Merz Protot.	n. s.	0,006	0,007
	Cl. Protect Bond	7	G-Bond	0,001	0,000	0,000
	Cl. Protect Bond	8	Res./ LC AC	0,002	0,000	0,000
	Cl. Protect Bond	9	Cl. SE / LC AC	n. s.	0,002	0,005
	Cl. Protect Bond	10	Res./ LC Mfh.	n. s.	0,001	0,001
	Cl. Protect Bond	11	Cl. SE / LC Mfh.	n. s.	0,001	0,002
Dentin	Cl. Protect Bond	2	S ³	n. s.	n. s.	n. s.
	Cl. Protect Bond	3	iBond	n. s.	n. s.	n. s.
	Cl. Protect Bond	4	iBond SÄT	n. s.	n. s.	n. s.
	Cl. Protect Bond	5	iBond Solidb.	n. s.	n. s.	n. s.
	Cl. Protect Bond	6	Merz Protot.	n. s.	n. s.	n. s.
	Cl. Protect Bond	7	G-Bond	n. s.	n. s.	n. s.
	Cl. Protect Bond	8	Res./ LC AC	0,000	0,000	0,000
	Cl. Protect Bond	9	Cl. SE / LC AC	n. s.	n. s.	0,001
	Cl. Protect Bond	10	Res./ LC Mfh.	0,002	0,000	0,000
	Cl. Protect Bond	11	Cl. SE / LC Mfh.	n. s.	0,000	0,001

4.2. Interne Adaptation an der Grenzfläche zwischen Komposit und Dentin (Farbstoffpenetration)

In der Abbildung 35 ist das Ergebnis des Farbstoffpenetrationstestes zur Beurteilung der internen Adaptation an der gesamten Grenzfläche zwischen Dentin und Komposit dargestellt. Dieser Test wurde in allen Gruppen nach der mechanischen Belastung durchgeführt. Die Eindringtiefe des Farbstoffes veranschaulichte die Undichtigkeiten im Verbund von Komposit und Dentin.

Die Auswertungen bestätigten die Ergebnisse der REM-Analyse im Dentin nach den verschiedenen In-vitro-Belastungen. Keine Versuchsgruppe zeigte einen farb- und spaltfreien Verbund an den Grenzflächen zwischen Dentin und Komposit. Die Auswertung der Farbstoffpenetration ergab für die Referenzgruppe Protect Bond sowie die Versuchsgruppe 2 (S³), die Versuchsgruppen 3, 4, 5 (iBond) und Versuchsgruppe 7 (G-Bond) vergleichsweise gute Werte (geringe Farbpenetration), während die Gruppen mit Resulcin und die Gruppe mit Clearfil SE Bond / LC Mikrofillhybrid deutlich schlechtere Ergebnisse zeigten.

Der Farbstoffpenetrationstest ergab in den Versuchsgruppen 1, 2, 3, 4, 5 und 7 Werte, die teilweise deutlich unter Grad 1 lagen. Mit einem mittleren Wert von 1,5 zeigte die Gruppe 9 (SE / LC Apa Cer) schon deutlich höhere Eindringtiefen des Farbstoffes im Gegensatz zu den Gruppen 1-5 und 7.

Die Versuchsgruppe 6 mit dem Prototyp von Merz erzielte in der Auswertung des Farbpenetrationstestes den mittleren Grad 2. Dies bedeutete, dass die komplette zerviko-approximale Stufe „durchdringbar“ war.

Deutlich schlechter fielen die Werte der Farbpenetration für die Gruppen 8, 10 und 11 aus. Mit mittleren Werten von 4,25 (Gruppe 8), 4,63 (Gruppe 10) und 4,38 (Gruppe 11) wurden Eindringtiefen bis in den okklusalen Kavitätenboden beobachtet.

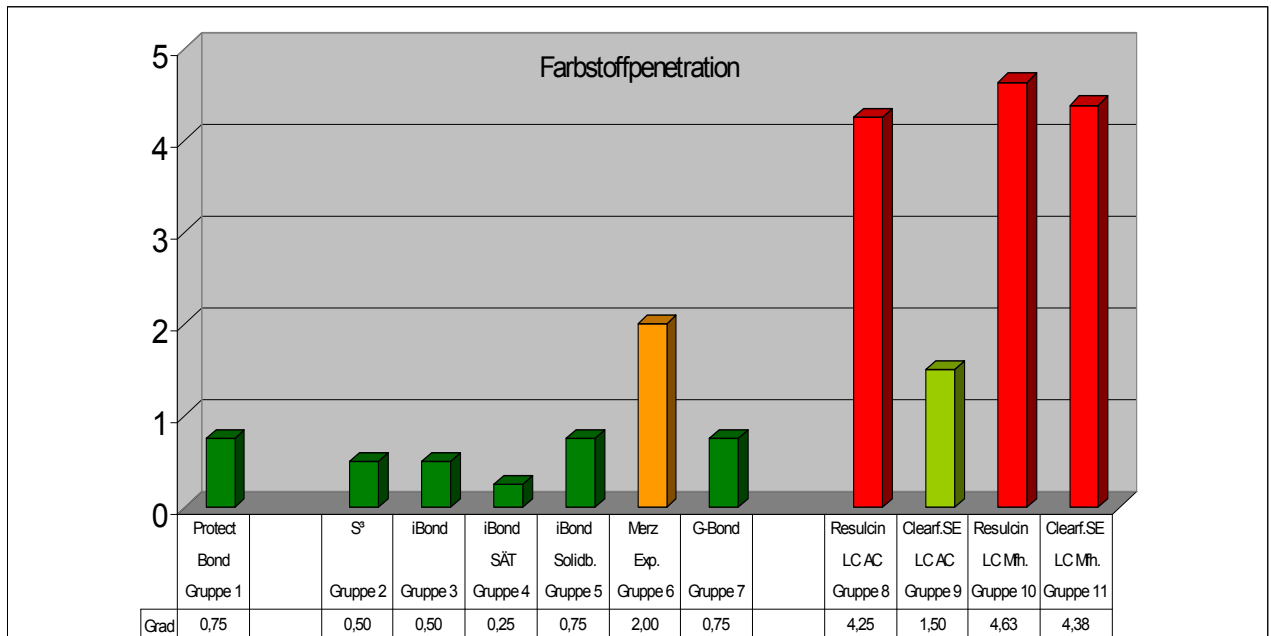


Abb. 35: Graphische Darstellung der Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstestes für die Versuchsgruppe 1- 11. Abgebildet ist die Eindringtiefe des Farbstoffes. (Grad der Penetration, siehe S. 29, Abb. 11)

Die folgenden Abb. 36-46 veranschaulichen die Messergebnisse in den einzelnen Gruppen. Es handelt sich um Aufnahmen, die beide Hälften des Versuchszahns zeigen. Die Versuchszähne hatten vor der Aufnahme die thermische und mechanische Belastung absolviert, wurden anschließend für 24 h in Methylenblau gelagert und dann in der Sagittalen aufgespalten. Anhand der Fotos erfolgte die Auswertung.

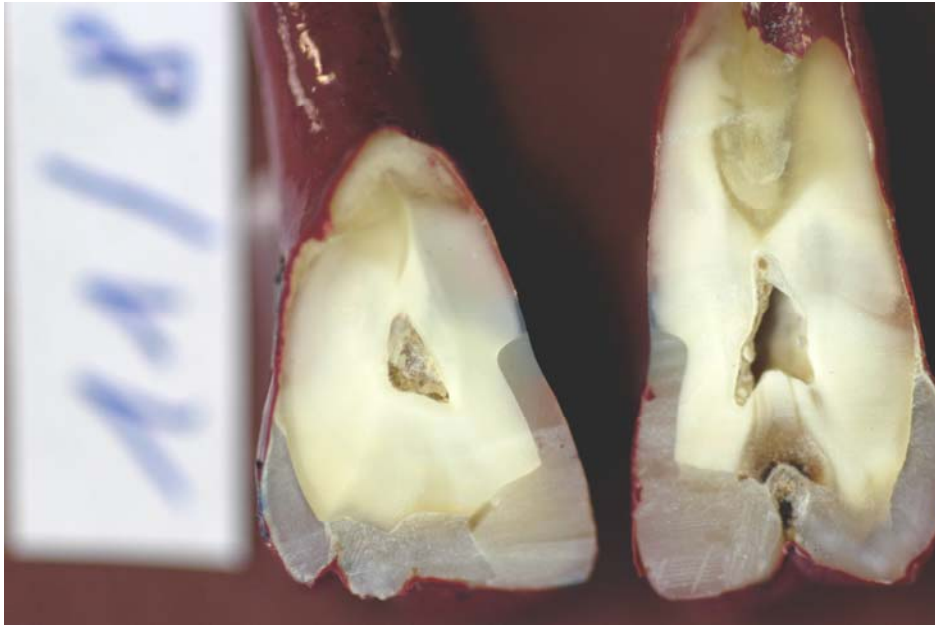


Abb. 36: Sagittalschnitte/-schliffe eines Zahnes aus der Versuchsgruppe 1 (Clearfil Protect Bond) nach der Farbstoffpenetration.
Farbstoffpenetration Grad 0.



Abb. 37: Sagittalschnitte/-schliffe eines Zahnes aus der Versuchsgruppe 2 (S3) nach der Farbstoffpenetration.
Farbstoffpenetration Grad 1.

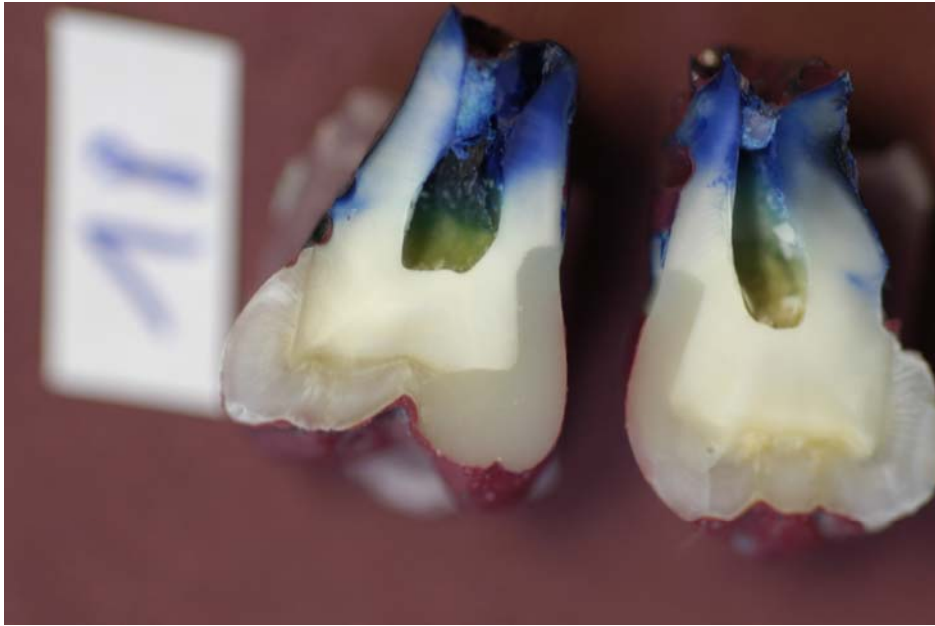


Abb. 38: Sagittalschnitte/-schliffe eines Zahnes aus der Versuchsgruppe 3 (iBond) nach der Farbstoffpenetration.
Farbstoffpenetration Grad 0.



Abb.39: Sagittalschnitte/-schliffe eines Zahnes aus der Versuchsgruppe 4 (iBond SÄT) nach der Farbstoffpenetration.
Farbstoffpenetration Grad 0.



Abb. 40: Sagittalschnitte/-schliffe eines Zahnes aus der Versuchsgruppe 5 (iBond Solidb.) nach der Farbstoffpenetration.
Farbstoffpenetration Grad 1.



Abb. 41: Sagittalschnitte/-schliffe eines Zahnes aus der Versuchsgruppe 6 (Merz Exp.) nach der Farbstoffpenetration.
Farbstoffpenetration Grad 4.



Abb. 42: Sagittalschnitte/-schliffe eines Zahnes aus der Versuchsgruppe 6 (G-Bond) nach der Farbstoffpenetration.
Farbstoffpenetration Grad 1.

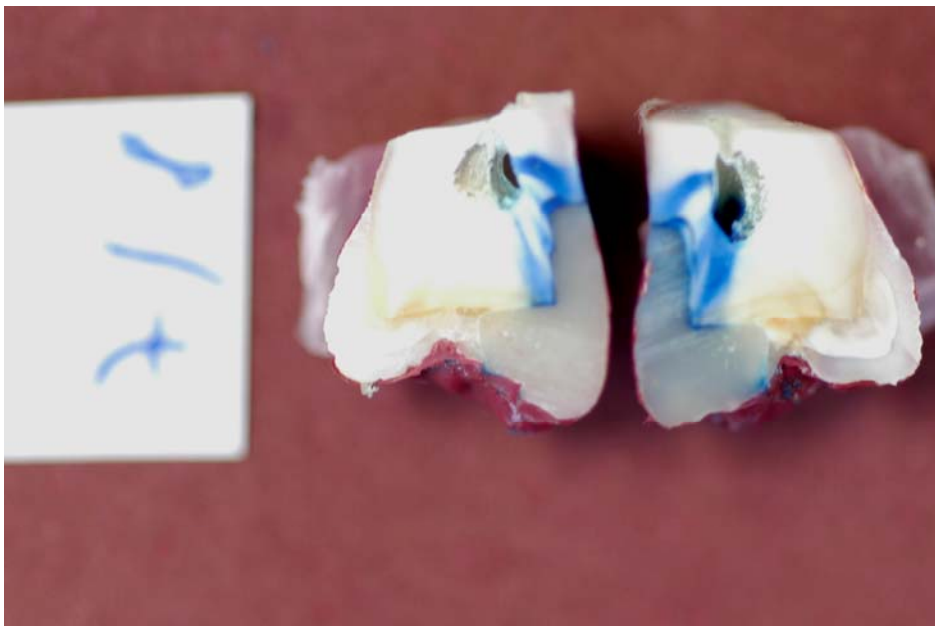


Abb. 43: Sagittalschnitte/-schliffe eines Zahnes aus der Versuchsgruppe (Resulcin AM mit LC APA Ceram) nach der Farbstoffpenetration.
Farbstoffpenetration Grad 4.



Abb. 44: Sagittalschnitte/-schliffe eines Zahnes aus der Versuchsgruppe 9 (Clearfil SE Bond mit LC APA Ceram) nach der Farbstoffpenetration. Farbstoffpenetration Grad 2.



Abb. 45: Sagittalschnitte/-schliffe eines Zahnes aus der Versuchsgruppe 10 (Resulcin mit LC Mikrofillhybrid) nach der Farbstoffpenetration. Farbstoffpenetration Grad 5.

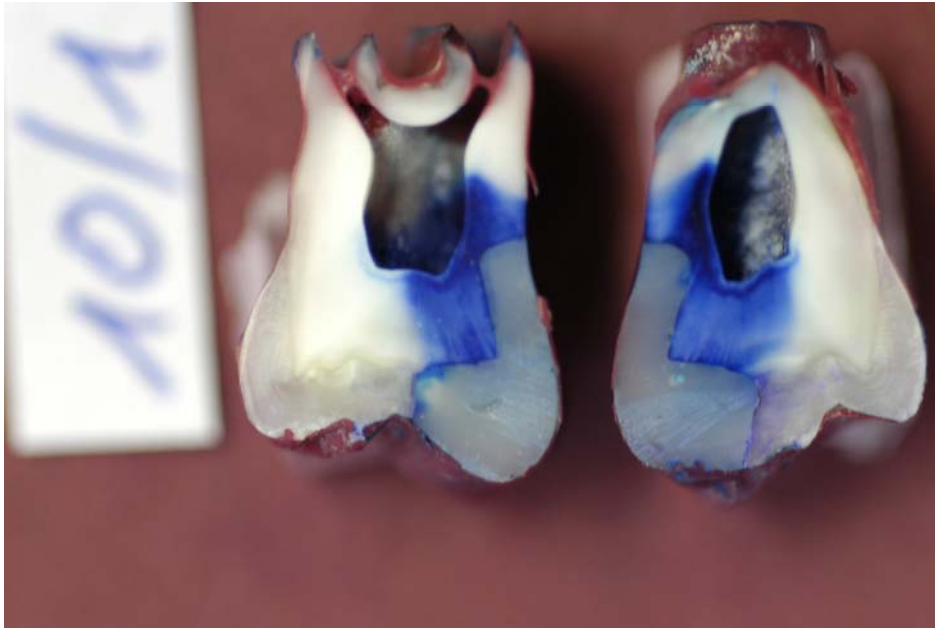


Abb. 46: Sagittalschnitte/-schliffe eines Zahnes aus der Versuchsgruppe 11 (Clearfil SE mit LC Mikrofillhybrid) nach der Farbstoffpenetration. Farbstoffpenetration Grad 5.

5. Diskussion

5.1. Versuchsaufbau

Die Erzielung einer initial perfekten und dauerhaften marginalen Adaptation ist die entscheidende Voraussetzung für einen langfristigen Erfolg von Restaurationen der Klasse II (Bott et al. 1997). Das Hauptproblem liegt hier nicht im okklusalen Bereich, sondern im Bereich approximal-zervikal. Während sich in zirkulär schmelzbegrenzten Kavitäten anhand der Säure-Ätz-Technik bei korrekter Anwendung gute Ergebnisse hinsichtlich des Randschlussverhaltens erzielen lassen (Hannig und Bott 2000), treten im approximal dentinbegrenzten Bereich Probleme auf.

Infolge von thermischen und kaufunktionellen Belastungen kann es zur marginalen Desintegration kommen (Davidson und Abdalla 1993, Hannig et al. 1995, Frankenberger et al. 1996, Bott et al. 1997, da Cunha Mello 1997, Glockner et al. 1998, Dietrich et al. 1999, Dietrich et al. 2000, Hannig und Bott 2000). Der durchgehende Verbund von Komposit zum Zahn kann immer weiter beeinträchtigt werden. Die Folgen reichen von Randverfärbungen, Hypersensibilitäten, insuffizienten Mastikationsbewegungen, Sekundärkaries bis hin zum kompletten Füllungsverlust.

Die vorliegende Arbeit untersucht daher nicht nur das initiale Randschlussverhalten nach Legen einer Füllung, sondern zeigt auch eine Analyse der Adaptation nach thermischer und kaufunktioneller Belastung. (Da Cunha Mello et al. 1997). Die Grundlagen für die Belastungstests der zugrunde liegenden Studie beziehen sich auf die Autoren Krejci und Lutz, die 1990 in ihrer Abhandlung „In-vitro Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme“ die Anforderungen an ein geeignetes Messverfahren definierten. Während bei Krejci und Lutz die thermische und kaufunktionelle Belastung zeitgleich abliefen, sind in der vorliegenden Studie diese beiden Belastungsarten getrennt und nacheinander erfasst worden, um hier differenzierte Ergebnisse und einen genauen Vergleich der Auswirkungen nach den unterschiedlichen Belastungen zu erhalten.

Obwohl die vorliegenden In-vitro-Untersuchungen keinesfalls eine exakte Reproduktion der wesentlich komplexeren In-vivo-Gegebenheiten darstellen, so erlauben sie uns dennoch, mitunter essentielle Erkenntnisse zu gewinnen, die ohne weiteres auch auf klinische Zusammenhänge transferiert werden können.

In dieser Studie wurden an 72 kariesfreien Zähnen Klasse-II-Kavitäten unter genauer Einhaltung der vorgegebenen Kavitätengröße präpariert und anschließend unter Idealbedingungen Füllungen appliziert und ausgearbeitet.

Nach der Präparation der Klasse-II-Kavitäten und der Applikation des Füllmaterials wurden die Füllungen ausgearbeitet und unter dem Auflichtmikroskop nach etwaigen Ungenauigkeiten überprüft. Anschließend wurden sie 24 h in Wasser gelagert und mittels Replika unter dem Rasterelektronenmikroskop untersucht.

Zur Herstellung der Replika wurden die Approximalflächen mit dem dünnfließenden additionsvernetzenden Silikon „President plus jet light body“ (Coltène//Whaledent GmbH und Co. KG, Langenau, Deutschland) abgeformt und die so erzeugte Negativform mit dem Epoxidharz Stycast (Emerson and Cuming, Westerlo, Belgien) ausgegossen.

Nach Besputterung der Replikas konnten diese im Rasterelektronenmikroskop untersucht und vermessen werden.

Im nächsten Schritt wurden die Proben der thermischen Belastung unterzogen. Im Thermocycling sind die Proben einer ständig wechselnden Temperatur von 5° und 55° für jeweils 30 s unterzogen worden. Diese Zeit ist für die Temperaturangleichung der Proben ausreichend. Hiermit wurde versucht aufzuzeigen, wie sich der unterschiedliche thermische Expansionskoeffizient von Zahnhartsubstanz und Komposit auf die Adaptation auswirkt. Die Proben durchliefen 2000 Zyklen im Thermocycler.

Die so belasteten Proben wurden mittels der hergestellten Replika unter dem Rasterelektronenmikroskop auf das Randschlussverhalten überprüft.

In der letzten Testreihe wurde die mechanische Belastung im Kausimulator durchgeführt. Erst die okklusale Druckbelastung zeigt die mechanischen Eigenschaften des Füllungskomposites in Bezug zur Materialermüdung auf (Hannig und Bott 2000). Die in den Simulator eingesetzten Proben wurden ca. 1 Tag lang 200.000x mit einer Kraft von 70 N belastet, was einer hohen Kraftexposition gleichkommt, wenn man berücksichtigt, dass physiologische Kaukräfte etwa im Bereich von ca. 30 N (Glockner 1998) anzusiedeln sind.

Im Anschluss wurden Replika für die rasterelektronenmikroskopische Auswertung angefertigt.

Die künstliche Alterung durch thermische und mechanische Belastung stellt ein anerkanntes Verfahren zur Simulierung von Alterungsprozessen für Füllungen in

Klasse-II-Kavitäten dar. Die rapide und kontinuierliche Neuentwicklung von Adhäsivsystemen, in Verbindung mit einem hohen Kostenaufwand, erlaubt immer weniger die klinischen Langzeitstudien und fordert daher rasche Untersuchungsergebnisse aus In-vitro-Studien (Dietschi und Herzfeld 1998, Manhart et al. 1999, Mitsui et al. 2006).

Die Zähne lagerten während des gesamten Versuchsablaufes in Wasser. Hiermit wurde das feuchte Milieu der Mundhöhle und die daraus resultierende hygroskopische Expansion des Kunststoffes simuliert (Hannig et al. 1994, Thonemann et al. 1995, Lösche et al. 1996, Blunck und Roulet 1997, Tinschert et al. 1997).

5.2. Material und Füllungstechnik

Die vorliegende Studie repräsentiert sowohl unterschiedliche Arten aktuell im Handel erhältlicher Adhäsivsysteme als auch Prototypen, die zu Testzwecken in die Untersuchung aufgenommen worden sind. So lassen sich die verschiedenen Systeme und Kombinationen der Komponenten miteinander vergleichen.

In Gruppe 2, 3 und 7 handelt es sich um Einkomponenten-Haftvermittlersysteme.

Die Gruppen 1, 8, 9, 10 und 11 enthalten Mehrkomponenten-Haftvermittler. In den Gruppen 3, 4 und 5 wurde ebenfalls ein Einkomponenten-Haftvermittler untersucht. Zu Vergleichszwecken wurden die Restaurationen in Gruppe 4 zusätzlich mit Säure-Ätz-Technik durchgeführt, da Studien die höheren Haftwerte und Ätzwirkung bei Säure-Ätz-Technik im Vergleich zu Self-Etch-Produkten belegen (Brackett MG et al. 2006, Frankenberger und Tay 2005, Hannig et al. 2002, Van Landuyt KL et al. 2005).

In Gruppe 5 wurde zusätzlich ein Bonding in der Versuchsreihe eingesetzt.

Die Gruppe 6 enthielt ein experimentelles Adhäsivsystem für Wet Bonding.

In Gruppe 7 wurde ein Einkomponentensystem - einmal nach idealer Applikation sowie nach zeitersparenden Herstellerangaben - angewandt. Die Auswertungen ergaben keinen statistisch signifikanten Unterschied, sodass die Ergebnisse zusammengefasst werden konnten.

Das Randschlussverhalten von Kompositen hängt nicht nur vom Haftvermittlersystem und dem Kunststoff alleine ab. Von besonderer Bedeutung ist auch die Gestaltung der Kavität, insbesondere bei Kavitäten, die von Dentin begrenzt sind.

Generell wird für die adhäsive Restauration von Klasse II-Kavitäten mit plastischen Füllungsmaterialien eine Anschrägung von 0,5 mm Breite der im Schmelz gelegenen Kavitätenränder gefordert (Dietschi et al. 1995, Hannig 1999). Dadurch werden die Schmelzprismen quer zu ihrer Verlaufsrichtung getroffen, und das retentive Ätzmuster ist wirkungsvoller. Die konsequente Anschrägung der Schmelzränder ist auch bei selbstätzenden Primern eine, auf keinen Fall zu vernachlässigende, Grundlage für eine belastungsstabile Verankerung der Kompositfüllung (Hannig 1999).

Selbstätzende Primer erzeugen ebenfalls eine Demineralisation, die aber im Vergleich zur Phosphorsäureätzung von geringerer Tiefe ist (Hannig et al. 2002, Hannig et al. 1999, Perdigao et al. 1997).

Durch Kapillarkräfte kann das niedrigvisköse Bondingmaterial ins Zahnninnere penetrieren. Nach der Lichtpolymerisation beruht dann die Langzeitstabilität des adhäsiven Verbundes zwischen Schmelz und Kunststoff auf der mikromechanischen Haftung aufgrund rheologischer und geometrischer Effekte (Hellwig et al. 1999) sowie chemischer Haftung (Inoue et al. 2005, Fukegawa et al. 2006).

Die Formgebung der Kavität ist ein wichtiger Faktor hinsichtlich einer dauerhaften adhäsiven Kompositfüllung. Die Kavität sollte leicht birnenförmig auslaufen, mit deutlich abgerundeten Ecken, um Spannungen im Kunststoff zu vermeiden. An den approximalen Schmelzrändern wurde eine Anschrägung von 0,5 mm Breite vorgenommen, um die Schmelzprismen quer zu treffen (Bott et al. 1997, Hannig et al. 1999, Hellwig et al. 2006, Hilton und Ferracane 1999).

Wie bereits erwähnt, kommt es bei der Polymerisation zu Schrumpfungerscheinungen des Komposites (Soltesz 2004, Haller und Blunck 2003). Um diese zu minimieren und um die Durchdringungstiefe zu verbessern, wurden alle Füllungen unter Anwendung der Inkrementtechnik gelegt und die Schichtdicken beliefen sich auf 1-1,5 mm je Schicht (Ernst 2007, Manhart 1999). Die Polymerisationsdauer betrug 40 Sekunden. Studien belegen, dass verkürzte Polymerisationszeiten zu einer inkompletten Polymerisation führen (Cadero et al. 2005, Danesh et al. 2001).

Nach dem Legen der Füllung wurde die Ausarbeitung mit Hilfe eines Auflichtmikroskopes durchgeführt. Hierbei wurde der Randschluss überprüft und etwaige Ungenauigkeiten, wie z.B. Überhänge, entfernt. Anschließend erfolgte die Politur mit Soflex-Scheiben (3M Borken) verschiedener Körnung unter ständiger Sichtkontrolle unter dem Mikroskop. Die hier angewandte Vorgehensweise stellt ideale

Voraussetzungen für die Kompositverarbeitung dar, wie wir sie in-vivo nicht finden. Jedoch lässt sich durch die idealisierten Vorgaben eine gute Vergleichbarkeit der Daten innerhalb dieser Studie erreichen.

5.3. Füllungsrandanalyse

Um eine genaue Analyse der Füllungsråder zu erhalten, wurden die Proben unter dem Rasterelektronenmikroskop untersucht. Die einzelnen Bewertungskriterien für den Füllungsrand wurden zur Gesamtlänge der Füllung ins Verhältnis gesetzt (Haller 1994). Eine Füllungsrandanalyse unter dem Rasterelektronenmikroskop wird ermöglicht, indem zuerst Modelle von den Probenzähnen erstellt werden. Die Zähne selbst können nicht unter dem Mikroskop betrachtet werden, da sich das im Elektronenmikroskop benötigte Hochvakuum negativ auf die Zahnhartsubstanz und den Füllungskunststoff auswirken würde. Die entzogene Luft würde die Beschaffenheit der Zahnhartsubstanz verändern, es käme zu Rissen und Spalten und eine Fortsetzung der Analyse wäre damit nicht möglich.

Die Reproduktion des Prüfkörpers impliziert natürlich, dass gewisse Ungenauigkeiten auftreten können, die allerdings als marginal zu interpretieren sind, denn die aufgetretenen Differenzen im Formverhalten der verschiedenen Materialien waren allzu deutlich.

5.3.1. Füllungsrandanalyse im Bereich der schmelzbegrenzten Restaurationsråder

Nach Ausarbeitung der Proben und 24 stündiger Wasserlagerung der Zähne ergab die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Zähne hohe Anteile perfekter Ränder im Schmelz. In den Gruppen 1, 5, 6, 7, 9 und 11 wurden über 90% perfekter Rand gemessen. In den Gruppen 2, 3 und 4 lagen die Werte noch bei ca. 85%.

Besonders auffällig stellten sich die Gruppen 8 (Resulcin AM / LC Apa Ceram) und 10 (Resulcin AM / LC Mikrofillhybrid) dar. Der Anteil perfekter Ränder lag nur bei 53% und bereits nach der Wasserlagerung traten ca. 24 % Randspalten auf. Gruppe 10, ebenfalls Resulcin AM mit LC Mikrofillhybrid, lieferte mit ca. 78% zwar einen um fast 25% besseren Wert im Vergleich zur Gruppe 8, jedoch ist der Unterschied zu den besten Ergebnissen von über 90% perfekter Rand deutlich. Gruppe 9 (Clearfil SE / LC Apa Ceram) lieferte mit über 95% perfektem Rand nach Wasserlagerung ein

mehr als deutlich besseres Ergebnis im Vergleich zu Gruppe 8 (Resulcin AM / LC Apa Ceram) mit 53 % perfektem Rand. Nach thermischer Belastung zeigte sich in Gruppe 9 ein bemerkenswert besseres Ergebnis für die Werte der „Diskontinuität“ (= Aussprengung, Randspalt, Haarriss), verglichen mit Gruppe 8 und 10. Auch nach mechanischer Belastung lieferte die Gruppe 9 (Clearfil SE / LC Apa Ceram) deutlich bessere Ergebnisse für das Kriterium „Diskontinuität“ gegenüber Gruppe 10 (Resulcin AM / LC Mikrofillhybrid).

Die Gruppen 8-11 untersuchen 2-Schritt-Self-Etch Systeme. Diese Produkte haben sich in zahlreichen Untersuchungen bewährt. Haller und Blunck (2003), Peumans et al. (2005), Helbig et al. (2005), Hannig et al. (1999) sprechen von einer Alternative zur konventionellen Vorbehandlung des Schmelzes mit Phosphorsäure, um eine belastungsstabile Adhäsion des Füllungsmaterials zu erreichen. Im Schmelzbereich hat sich dieses Verfahren in den letzten Jahren fest etabliert.

In den Gruppen 8 und 9 wurde der Kunststoff LC Apa Ceram (S&C Polymer) untersucht. Es handelt sich hierbei um ein lichthärtbares Hybridkomposit, dem Fluorapatit beigesetzt ist. Damit wurden zwei Ziele verfolgt: Durch den Einbau der Fluoridionen in das Kristallgitterstruktur der Zahnhartsubstanz soll die Säurelöslichkeit der Zahnschmelzsubstanz gegenüber kariesverursachenden Noxen vermindert werden, gleichzeitig die Remineralisation der Zahnhartsubstanzen gefördert werden. Hellwig et al. (1999) sprechen von einem stabileren Kristallgitterverbund, wenn es zum Austausch der Hydroxylionen gegen Fluorid kommt.

In zahlreichen Studien wurden Composite untersucht, denen Fluoridionen zugegeben wurden und bei deren Freisetzung eine karieshemmende Wirkung erreicht werden soll. Die Abgabe der Ionen konnte nachgewiesen werden, jedoch der karieshemmende Effekt bleibt fraglich (Behrend und Geurtsen 2001, Kielbassa et al. 2003, Wiegand et al. 2007, Yip und Smales 2000).

LC Apa Ceram wurde in Gruppe 8 mit dem 2-step-self etch Produkt Resulcin appliziert, in Gruppe 9 mit dem 2-step-self etch Produkt Clearfil SE. Beide Produkte zeigten ähnliche Ätztiefen (Hannig et al. 2002). Resulcin lieferte, nach thermischer und mechanischer Belastung, in einer Untersuchung 92% dichten Randschluss im Schmelz (Hannig et al. 1999). In einer Studie, die Fissurenversiegelungen untersuchte, konnte Resulcin Aqua Prime nicht empfohlen werden (Hannig et al. 2004). Clearfil SE hielt ebenso in zahlreichen Untersuchungen stand (Brackett et al.

2006, Peumans et al. 2007, Sidhu et al. 2007) und zeigte ähnlich gute Ergebnisse wie total-etch Produkte.

In der vorliegenden Untersuchung zeigte sich in Gruppe 8 das schlechteste Ergebnis im Schmelzbereich, nach thermischer Belastung resultierten lediglich ca. 2 % „Perfekter Rand“.

Das Adhäsivsysteme Resulcin Aqua Prime konnte in dieser Studie in Verbindung mit LC Apa Ceram nicht überzeugen. In Gruppe 9 wurde LC Apa Ceram mit Clearfil SE kombiniert und lieferte auffallend bessere Ergebnisse. Ebenso zeigte Gruppe 10, bestehend aus Resulcin und LC Mikrofillhybrid, bereits nach thermischer Belastung einen auffällig hohen Anteil für das Kriterium „Diskontinuität“. Dies führt zu der Schlussfolgerung, diese beiden Komposite nicht in Kombination mit Resulcin Aqua Prime anzuwenden.

Die Zugabe von Fluoridionen zu einem Komposit bleibt weiterhin zu untersuchen, da sich die Frage der Wirksamkeit in Bezug auf Kariostatik bisher nicht eindeutig lösen lässt, zum anderen müssen Langzeituntersuchungen die Auswirkungen der Ionenfreisetzung aus dem Kompositverbund in Bezug auf Stabilität überprüfen. Der Autor van Dijken JW. (2002) spricht von einer „unakzeptablen Misserfolgsrate“ bei diesen modifizierten Kompositfüllungen, verursacht durch vermehrte Wasseraufnahme bzw. Ionenhydrolyse.

Setzt man die Ergebnisse der Gruppen 8, 9, 10 und 11 in den Vergleich zur Kontrollgruppe 1 (Clearfil Protect Bond mit Clearfil APX), das nach Wasserlagerung, thermischer und mechanischer Belastung einen Anteil an perfekten Rändern von 75 % aufweist, zeigen sich die Unterschiede deutlich.

Die Gruppen 8-11 behandelten two-step self-etch Systeme im Schmelzbereich, bei denen ein selbstätzender Primer und anschließend ein Adhäsiv, bestehend aus hydrophilen und hydrophoben Monomeren, zum Einsatz kam.

Bei den one-step self-etch Systemen wurden diese beiden Komponenten zusammengefasst.

Die aktuellen self-etch Produkte lassen sich nach ihrer Zusammensetzung in Bezug auf die Ätzwirkung klassifizieren. Es lassen sich 3 Gruppen anhand der funktionellen Monomere mit demineralisierender Eigenschaft unterteilen: 10-MDP, 4-MET und HEMA-Phosphat. Aktuelle Studien belegen, dass diese Monomere nicht nur demineralisierende Wirkung zeigen, sondern auch eine chemische Bindung zum Hydroxylapatit eingehen (Inoue et al. 2005, Fu et al. 2005, Fukegawa et al. 2006).

Laut Yoshida (2004) wird 10-MDP die höchste Affinität zum Hydroxylapatit zugeschrieben, gefolgt von 4-MET und schließlich HEMA-Phosphat.

Dies könnte eine mögliche Erklärung für das schlechtere Abschneiden der Gruppen 8 und 10 darstellen, da Resulcin Aqua Prime als Komponente HEMA-Phosphat aufweist. iBond und Gbond enthalten 4-MET, die übrigen Gruppen, Clearfil Protect Bond und SE Bond sowie S³ erzeugen die Ätzwirkung über 10-MDP. Wie bereits beschrieben, ist die Ätztiefe der selbstätzenden Systeme geringer als bei konventioneller total-etch Technik. Trotzdem resultiert eine hohe und vergleichbare Haftkraft (Hannig 1999).

Die selbstätzenden Adhäsivsysteme lösen die zentralen und peripheren Teile der Schmelzkristallite auf und gleichzeitig kommt es zur inter- und intrakristallinen Monomerinfiltration. Hannig et al. (2002) bezeichnen dies als „Interkristalline Nanoretention“. Es handelt sich demnach um eine nano-, mikroretentive Verankerung aufgrund rheologischer und geometrischer Effekte sowie um einen chemischen Verbund.

Die Gruppen 3, 4 und 5 untersuchten das Adhäsivsystem iBond, bei dem es sich um ein one-step self-etch System handelt. Es handelt sich bei iBond laut Hersteller Heraeus um „das erste, selbstkonditionierende All-in-one Adhäsiv, welches nicht angemischt werden muss“ (Produktinformation Heraeus).

In dieser Studie wird iBond zu Vergleichszwecken aber zu einem two-step self-etch System umgewandelt, indem in Gruppe 4 eine zusätzliche Säureätzung erfolgte und in Gruppe 5 wurde ein Bonding zusätzlich eingebracht. Hier wurde die Frage behandelt, ob durch Modifikation der Anwendung bessere Ergebnisse zu erzielen sind.

In Gruppe 3 wurde iBond nach Herstellerangaben appliziert und mit Licht ausgehärtet. In Gruppe 4 wurde die Säure-Ätz-Technik zur Schmelzkonditionierung angewandt und anschließend iBond 2 mal aufgetragen. In Gruppe 5 wurde iBond und zusätzlich der Haftvermittler Solid Bond verwendet.

Nach der Wasserlagerung erreichten alle 3 Versuchsreihen gute Ergebnisse mit ca. 85% perfekten Anteilen im Randschlussverhalten und zeigten damit keine statistisch signifikanten Unterschiede.

Nach der thermischen Belastung differierten die Ergebnisse dann stärker. In Gruppe 4 wurde nach Anwendung der Säure-Ätz-Technik ein Wert von ca. 55 % bei den Kriterien „Perfekter Rand“, „Kontinuierlicher Rand“ und „Quellung“ erreicht. In Gruppe 3, in der iBond ohne zusätzliches Ätzen angewandt wurde, wurde bei diesen

Kriterien ein Wert von 30 % ermittelt. Es zeigt sich also erwartungsgemäß im Schmelz eine deutliche Verbesserung durch die Säure-Ätz-Technik. In Gruppe 5 ließ sich, in Kombination mit Solidbond, ein Ergebnis von 40% für das Kriterium „Randkontinuität“ erreichen, daraus resultierte im Vergleich zu Gruppe 3, in der das Produkt nach Herstellerangaben angewandt wurde, eine Verbesserung um ca. 10%. Nach Belastung im Kausimulator fielen die Ergebnisse für Gruppe 3 mit ca. 12% und Gruppe 4 mit ca. 11% für das Kriterium „Randkontinuität“ schlecht aus im Gesamtvergleich der Studie. Lediglich die Gruppe 5, in der iBond mit Solobond kombiniert wurde, zeigt ein deutlich besseres Ergebnis von ca. 25% perfekter Randadaptation bei ca. 30 % „Randkontinuität“.

Gruppe 4 ist die einzige Gruppe der vorliegenden Studie, in der die Säure-Ätz-Technik angewandt wurde. Diese stellt ein anerkanntes Verfahren zur besseren Adaptation von adhäsiven Materialien an der Zahnhartsubstanz dar. Viele Untersuchungen bestätigen, dass die marginale Adaptation von Kompositen durch die Konditionierung des Schmelzes, hauptsächlich durch Anwendung von 37% Phosphorsäure, den Haftverbund verbessern kann (Swift et al. 1995, Hannig und Femerling 1998, Frankenberger et al. 1999, Rosa und Perdigao 2000). Die Ergebnisse in der Versuchsgruppe fielen im Gesamtvergleich der Studie schlecht aus. Die Vorbehandlung des Zahnschmelzes in Gruppe 4 bewirkte eine deutliche Verbesserung nach thermischer Belastung verglichen mit der alleinigen Anwendung von iBond in Gruppe 3 nach thermischer Belastung. Nach mechanischer Belastung zeigte sich, dass das Einbringen von zusätzlichem Bonding den größten Effekt erbrachte und hier den stabilsten Verbund erzielte. Die Ergebnisse, die nach Wasserlagerung und thermischer und mechanischer Belastung ermittelt wurden, zeigen, dass die Ätzwirkung durch das in iBond enthaltene 4-MET durchaus eine akzeptable und im Endresultat einen ähnlichen Effekt erzielte, wie die selektive Säureanwendung. Die Gruppe 5, in der zusätzlich ein systemfremdes Bonding aufgetragen wurde, ragte mit deutlich besseren Ergebnissen, in Bezug auf Randdichtigkeit, nach den unterschiedlichen Belastungen heraus. Mit ca. 30 % „Randkontinuität“ (Perfekter Rand / Kontinuierlicher Rand / Quellung) wurde eine Steigerung gegenüber Gruppe 3 und 4 um fast 20 % erreicht. Dies zeigt die Schwächen von iBond als „all-in-one“ Produkt, im Gegensatz zu 2-Schritt Adhäsivsystemen.

Nachfolgend aufgeführte Studien zeigten ähnliche Ergebnisse bezüglich iBond:

Brackett et al. (2006) beschrieben, dass sich die Adhäsion von Clearfil SE mit der von Etch & Rinse Produkten vergleichen ließ, jedoch iBond deutlich niedrigere Haftwerte erreichte. Dieselbe Autorengruppe untersuchte in einer weiteren Studie das Randschlussverhalten von iBond in Klasse V Kavitäten (Brackett et al. 2006): iBond zeigte im Schmelzbereich eine deutlich schlechtere Adaptation als das etch-and-rinse Produkt. Vorherige Schmelzätzung führte in dieser Studie zu einer signifikanten Verbesserung des Randschlussverhaltens. Perdigao et al. (2006) untersuchten verschiedene all-in-one Produkte und stellten fest, dass die Haftkräfte der Adhäsive durch ihre Zusammensetzung bestimmt werden. iBond, dessen Ätzkomponente 4-MET ist, erzielte mit die niedrigsten Haftwerte im Test.

Damit kann die Anwendung von iBond orientiert an den Herstellerangaben in Bezug auf das Gesamtergebnis dieser Studie nicht vollends überzeugen.

Ein all-in-one System, ebenfalls auf Basis des 4-MET, ist G-Bond in Gruppe 7, das nach thermischer Belastung ca. 56%, nach Gesamtbelastung noch ca. 42% im Bereich Randkontinuität erreichte und damit einen mittleren Platz im Vergleich der zugrunde liegenden Studie einnahm. Ein sehr gutes Ergebnis dieser Untersuchung im Schmelzbereich lieferte S³ der Firma Kuraray ab. Mit besseren Ergebnissen als G-Bond erreichte S³ fast 80% Randkontinuität nach thermischer Belastung. Nach Ablauf der mechanischen Belastung wurde ein Wert für die Randkontinuität von ca. 63% ermittelt. Im Vergleich zur Kontrollgruppe des 2-Schritt Systems Protect Bond resultierte somit ein akzeptabler Wert für ein 1-Schritt- self-etch Adhäsiv.

Andere Autoren bestätigen diese Resultate. Amano et al. (2006) bestätigen S³ Bond höhere Haftkräfte als G-Bond und sehen in single-step self-etch Adhäsiven eine akzeptable Arbeitserleichterung. Ishikawa et al. (2007), die in ihrer Studie die Adhäsivkräfte von 1-Schritt und 2-Schritt self-etch Systemen untersuchten, stellten fest, dass sowohl im Schmelz als auch im Dentin das getestete 2-Schritt Adhäsiv Clearfil SE im Vergleich zu den getesteten 1-Schritt-Systemen, darunter S³ und G-Bond, die höchsten Haftwerte besitzt. Ratnaweera et al. (2007) stellten bei G-Bond und S³ keinen Unterschied in Bezug auf die Haftkräfte im Schmelz fest. Perdigao et al. (2006) untersuchten die Haftkräfte verschiedener „all-in-one“ Adhäsive im Vergleich zu two-step Adhäsiven. Bei den all-in-one Adhäsiven lieferte S³ sehr gute Ergebnisse und zeigte höhere Haftwerte in Schmelz und Dentin als G-Bond und iBond.

Die besten Ergebnisse in Bezug auf die Randadaptation im Schmelz erreichte Clearfil Protect Bond in Kombination mit dem Komposit Clearfil APX der Firma

Kuraray (Japan). Mit 75% an perfekten Rändern nach Wasserlagerung, thermischer und mechanischer Belastung lag das 2-Schritt self-etch Adhäsivsystem im Vergleich dieser Studie weit vorne. Hier scheint es gelungen zu sein, den Haftvermittler ideal auf das Komposit abzustimmen. Weiterhin zeigt sich dass mit einem Einkomponenten-Haftvermittler gute Ergebnisse erreicht werden können, was auch in anderen Studien nachgewiesen worden ist (Bortolotto et al. 2007, Sidhu et al. 2007).

5.3.2. Füllungsrandanalyse im Bereich der dentinbegrenzten Restaurationsränder

In schmelzbegrenzten Klasse-II-Kavitäten sind Kompositfüllungen seit Jahren ein etabliertes Verfahren. Voraussetzung für einen dauerhaften Erfolg ist die kompromisslose Einhaltung einiger Forderungen bei der Anwendung der Produkte, wie Verarbeitung des Materials unter absoluter Trockenlegung (Kofferdam), Anschrägung der Schmelzprismen, Säureätzung, Bonding, Inkrementtechnik. Hier kann auch nach erfolgten Belastungen ein gutes Ergebnis hinsichtlich der marginalen Adaptation nachgewiesen werden (Hannig und Bott 2000, Hannig et al. 1995, Swift et al. 1995).

Problematischer stellt sich hingegen die Anwendung im Dentin dar. Ein Grund dafür ist die unterschiedliche Zusammensetzung der Zahnhartsubstanzen und die daraus resultierende notwendige Zusammensetzung der Adhäsivsysteme. Beruht im Schmelz die Haftung des Bonding auf geometrischen, rheologischen und chemischen Effekten, so ist im Dentin, aufgrund der organischen Struktur, ein differenzierterer Haftmechanismus erforderlich.

Hier bewirkt die Säureapplikation eine Demineralisation des Dentins und eine Entfernung der sogenannten „Schmierschicht“. Die Kollagenfasern im Dentin werden freigelegt, indem die Hydroxylapatitkristalle herausgelöst werden. Es entsteht dann ein empfindliches Kollagennetzwerk, das von einem hydrophilen Monomer umschlossen werden kann (Haller 2003). Dabei darf das Kollagennetzwerk nicht kollabieren, sonst kann keine ausreichend tiefe Penetration stattfinden und keine stabile Verbindung erzielt werden (van Meerbeek 1992, Haller und Blunck 2003).

Diese Grundvoraussetzungen stellen für die Wissenschaft eine Herausforderung dar. Immer wieder kommt es zu Diskussionen bezüglich der Biokompatibilität von Füllungsmaterialien. In Skandinavien wurde jetzt die Einschränkung der

Amalgamanwendung aufgrund Gesundheits- beziehungsweise Umweltrisiken angekündigt, was nun wiederholt auch auf EU Ebene überprüft wird.

Die Toxizität und Nebenwirkungen von Amalgam und Quecksilber sind weitreichender untersucht worden als von allen anderen Zahnwerkstoffen (Reichl 2003). Bei Kompositen muss ebenso die Biokompatibilität gesichert sein (Schmalz et al. 2005) und durch Langzeitstudien überprüft werden, da die chemische Zusammensetzung der Adhäsivsysteme und Komposite immer komplexer wird aus Gründen der Zeitersparnis und Anwenderfreundlichkeit, aber auch um sich gegenüber Mitbewerbern zu differenzieren.

Die Forschung und Entwicklung im Bereich der dentalen Adhäsivsysteme gehen dahin, ein verlässliches und einfach anzuwendendes System zu finden, um ein Füllmaterial sowohl im Schmelz als auch im Dentin gleichermaßen stabil zu befestigen, unter biokompatiblen Gesichtspunkten.

In Gruppe 1, der Kontrollgruppe, wurde das Adhäsivsystem Clearfil Protect Bond, in Kombination mit dem Komposit Clearfil APX, untersucht.

Es handelt sich bei dem Adhäsivsystem der Firma Kuraray um ein 2-Schritt self-etch Adhäsiv mit antibakterieller Aktivität. Laut Hersteller führt die Anwendung des Produktes, welches das antibakterielle Monomer 12-methacryloyloxydodecylpyridiniumbromide (12-MDPB) in 5%iger Konzentration enthält, auf dem Dentin zu einer deutlichen Reduktion von kariesverursachenden Bakterien. Imazato et al. (2006) bestätigten den antibakteriellen Effekt gegen kariesversuchende Bakterien.

Die Analyse der rasterelektronenmikroskopischen Auswertung in der Gruppe 1 zeigte nach Wasserlagerung einen Wert von ca. 98% an perfektem Rand. Dies stellte das beste Ergebnis im Dentinbereich im Vergleich der getesteten Produkte nach Wasserlagerung dar.

Nach thermischer Belastung nahm der Wert auf ca. 81% perfekte Randadaptation ab, im Bereich der „Randkontinuität“ lag der Wert bei ca. 88% und sank durch die mechanische Belastung auf ca. 59%. Gruppe 1 stellte wiederum, wie im Schmelzbereich, auch für die Auswertung im Dentinbereich die Kontrollgruppe dar. Der Hersteller Kuraray lieferte hier, nach den Ergebnissen der zugrunde liegenden Studie zu urteilen, ein sowohl für den Schmelz- als auch den Dentinbereich sehr gut geeignetes Adhäsivsystem. Die antibakteriellen Eigenschaften des MDPB lassen die Desinfektion der Kavität in vivo entfallen. Bortolotto et al. (2007) verglichen Clearfil Protect Bond, Clearfil SE Bond sowie 2 experimentelle Adhäsivsysteme in Klasse-V-Kavitäten. Die marginale Adaptation von Clearfil Protect Bond war die stabilste der

getesteten Materialien und somit könnte das antibakterielle Adhäsivsystem dem konventionellen 2-Schritt etch-and-rinse Produkt gleichgesetzt werden. Ebenso attestierten Ergücü und Türkün (2007) Protect Bond überzeugende Ergebnisse für Seitenzahnrestaurationen.

Ebenfalls von der Firma Kuraray wurde in Versuchsgruppe 2 das 1-Schritt self-etch System S³ analysiert.

S³ mit Clearfil APX erreicht in Bezug auf perfekten Randschluss nach thermischer Belastung einen Wert von 92%. Dies stellt, im Vergleich zur Gesamtauswertung nach Thermocycling, bei dentinbegrenzten Kavitäten das beste Ergebnis dar. Nach Belastung im Kausimulator verschlechtert sich der Wert etwas. Der Anteil an perfekter Randadaptation liegt bei 76% und erreicht damit im Gesamtvergleich einen der besten Werte im Dentinbereich.

S³ arbeitet, wie Clearfil SE und Protect Bond, mit 10-MDP als Monomer. Laut Hersteller Kuraray hat das Monomer die Fähigkeit demineralisierend zu wirken, in die Zahnhartsubstanz einzudringen und einen chemischen Verbund zu Kalzium (-Ionen) und Hydroxylapatit herzustellen. Die entstandene Haftungsfläche zwischen Dentin und der Bonding-Schicht von S³Bond kann aufgrund ihrer Dicke von 0,3-0,4 mm weniger als Hybridschicht, sondern eher als Nano-Interaktions-Zone bezeichnet werden (siehe Homepage Kuraray, www.s3-bond.de, Stand Januar 2008). Koshiro et al. definierten den Begriff der „Nanointeraktionszone“ für eine dünnere und weniger demineralisierte Zwischenschicht, die Hydroxylapatit-bedeckte Kollagenfibrillen enthält. Die Autoren unterteilten daher die one-step self-etch Adhäsive in drei Untergruppen: etch-and-rinse, mild-self-etching und den Typ Nanointeraktionszone (Koshiro et al. 2006). Die guten Ergebnisse von S³ werden in anderen Studien bestätigt. Perdigao et al. (2007) führten einen 1-Jahres-Test von drei self-etch Adhäsiven durch, darunter S³ und iBond. Hinsichtlich der Randständigkeit im Dentin lag, wie in dieser Studie, iBond vor S³. Knobloch et al. (2007) verglichen die Haftwerte von 1-Schritt, 2-Schritt self-etch sowie total-etch Produkten, darunter iBond, S3, GBond und Clearfil SE. Diese Studie kam zum Schluss, dass sich die Haftkräfte von 1- und 2-Schritt Systemen vergleichen lassen und keine bedeutenden Unterschiede feststellbar sind. iBond erreichte unter den 1-Schritt Systemen die besten Werte.

Die guten Ergebnisse für iBond im Dentinbereich fanden sich auch in dieser Studie, jedoch mit Einschränkungen. Das Produkt von Heraeus, appliziert strikt nach Herstellerangaben, lieferte im Dentinbereich nach erfolgter Wasserbelastung,

Thermo-Wechselbelastung und Kausimulation das beste Ergebnis in dieser Vergleichsstudie mit 91% im Bereich „Randkontinuität“. Der perfekte Randschluss belief sich auf ca. 81%. Im starken Kontrast zu den guten Ergebnisse im Dentinbereich stehen die schlechten Messergebnisse im Schmelzbereich von nur ca. 13% an perfektem Rand. Genau darin könnte der Grund für das gute Abschneiden im Dentin liegen. Bei der Polymerisationsreaktion kann das Komposit ohne die hindernden Adhäsivkräfte im Schmelzbereich in Richtung Dentin schrumpfen, woraus ein sehr niedriger C-Faktor resultiert (=Verhältnis der gebundenen Kompositflächen zu den freien Kompositflächen, Hellwig et al. 1999), so dass ein stabiler Adhäsivverbund im Dentin entsteht. In Gruppe 4 wurde zusätzlich eine Säurekonditionierung durchgeführt. Nach den erfolgten Belastungen resultierte für die „Randkontinuität“ ein mehr als deutlich schlechteres Ergebnis von nur ca. 49%, ebenso nach Einbringen eines zusätzlichen Bondings.

Eine mögliche Erklärung hierfür liegt in der Abstimmung der Komponenten der Adhäsivsysteme. Diese sind so ausgelegt, dass sie den bestmöglichen Verbund erzielen sollen. Bei zu langen Ätzzeiten entsteht eine 5-10 µm tiefe Demineralisationszone. Es ist dann sehr schwierig, die demineralisierten Kollagenfibrillen mit den Primer-Monomeren zu infiltrieren. Es können unbedeckte Kollagenfasern zurückbleiben. Ebenso kann man annehmen, dass die durch zusätzliches Bonding entstehende Hybridschicht zu breit und instabil wird.

Die Ergebnisse in den Gruppen 3, 4 und 5 lassen diese Annahmen zu.

Das experimentelle Adhäsivsystem von Merz lieferte im Dentinbereich Prozentwerte hinsichtlich der marginalen Adaptation wie im Schmelzbereich, die im mittleren Bereich der Auswertung liegen. Es handelt sich um ein selbsttätzendes, lichthärtbares Einphasen-Adhäsiv, wie Resulcin Aqua Prime und Mono Bond als Zweiphasen-Adhäsiv, anwendbar im Wet-Bonding-Verfahren ohne Schmelz-Ätz-Technik. Die Anwesenheit von Feuchtigkeit soll ein Kollabieren der Kollagenfasern nach der Demineralisation verhindern (Haller und Bluck 2003). Ein kollabiertes Netzwerk kann auch durch das sogenannte „Rewetting“ wieder aufgerichtet werden. Vielen Adhäsivsystemen ist deshalb Wasser oder HEMA zugesetzt. Es handelt sich bei HEMA (2-Hydroxyethylmethacrylat) um ein kurzkettiges Molekül mit amphiphilen Eigenschaften. Der hydrophile Charakter sorgt für die Affinität zum Dentin und der hydrophobe Charakter ist verantwortlich für die Fähigkeit, an die Kompositmatrix zu binden. HEMA ist in der Lage Wasser zu binden, und erhält dadurch ein hohes Penetrationsvermögen. Es fördert damit die Penetration der übrigen Monomere in die

Tiefe. Wasser als Lösungsmittel stellt ein Problem dar. Nicht vollständig entferntes Wasser führt zum Phänomen des Nanoleakage (Haller und Blunck 2003, Tay et al. 2002). Durch die eingeschlossenen Wasserpartikel kann die Polymerisation nicht vollständig erfolgen und der Dentin-Adhäsiv-Verbund wird geschwächt. Die Gruppe um Van Landuyt (2005) stellte fest, dass bei Anwesenheit von HEMA, aufgrund seiner Wasserbindungseigenschaft, keine Rückstände von Wasser als Lösungsmittel mehr nachzuweisen sind.

In der Versuchsgruppe 7 wurde das all-in-one System G-Bond, dessen Hersteller das Produkt als „HEMA-frei“ bewirbt, untersucht. Laut Hersteller GC Europe führt die Hydrophilie des HEMA zu Wasseranreicherungen, was sich negativ auf die Stabilität des Dentin-Adhäsivverbundes auswirken könnte (Homepage des Herstellers, www.gceurope.com, Stand Januar 2008). Die Komponente HEMA ist immer wieder kontrovers diskutiert worden. Aus toxikologischen Untersuchungen ging hervor, dass der Abbau von HEMA mutagene und cancerogene Substanzen im menschlichen Körper entstehen ließe (Paranipe et al. 2005, Reichl 2003). Schmalz et al. (2005) postulierten, HEMA könne bei ausreichend hoher Konzentration durch das Dentin diffundieren und eine Pulpareaktion auslösen bzw. durch die Bildung freier Radikale, apoptotische Prozesse auslösen (Schmalz et al. 2005). Dies sollte unbedingt anhand von Langzeitstudien kritisch untersucht werden.

In der vorliegenden Studie wurden verschiedene Applikationsmodalitäten für G-Bond ausprobiert. Unter optimalen Bedingungen wurde G-Bond auf Schmelz und Dentin 20 Sekunden lang eingerieben, dann wurden die Überschüsse verblasen und es erfolgte die Lichthärtung für 40 Sekunden. Im zweiten Versuch wurde nach Herstellerangaben verfahren. Die Lösung wurde 10 Sekunden in die Kavität eingerieben und dann erfolgte die Lichtpolymerisation für 10 Sekunden. Letztlich wurden keine signifikanten Unterschiede erzielt, weswegen die Auswertungen der beiden Applikationsmodalitäten in einer Gruppe zusammengefasst wurden.

G-Bond in Gruppe 7 lieferte nach den erfolgten Belastungstests im Bereich der „Randkontinuität“ 84% Randadaptation und erzielte mit iBond die besten Ergebnisse im Dentinbereich. Im Schmelzbereich wurde ein eher mittelmäßiges Ergebnis von 50% marginaler Adaptation erzielt. Der hohe Anteil an 38% Randspalt im Schmelz könnte hier ebenfalls das gute Ergebnis im Dentin beeinflusst haben, da das Komposit, durch den mangelhaften Verbund zum Schmelz, eine gute Haftkraft zum Dentin ausbilden konnte. Der Verbund zum Schmelz wird über Phosphor-Ester-Monomer erzeugt, das 4-MET Monomer bildet die Haftkraft zum Dentin aus. Die

Studie von Koshiro et al. (2006) bescheinigte, dass GBond eine dünnere und weniger mineralisierte Schicht im Dentin ausbilde, die sogenannte „Nano-Interaktions-Schicht“. Sidhu et al. (2007) stellten fest, dass die neuen All-in-one Adhäsive, darunter Clearfil Protect Bond und GBond, in Bezug auf die Haftkräfte, den 2-Schritt-Systemen nicht unterlegen sind.

In den Gruppen 8, 9, 10 und 11 setzten sich die schlechten Ergebnisse der Schmelzbereichsauswertung mit teilweise signifikant schlechteren Werten im Dentinbereich fort. Die Versuchsgruppen 8 und 10 (Resulcin mit LC Apa Cerm / -mit L C Mikrofillhybrid) erreichten hier fast annähernd 100% Randspalt bzw. Haarriss. Es bestätigen sich die auffällig hohen Werte an marginaler Desintegration im Vergleich zu den ermittelten Werten im Schmelz nach thermischer Belastung.

In den Gruppen 9 und 11 (Clearfil SE mit LC Apa Ceram, bzw. mit LC Mikrofillhybrid) wurden ebenfalls erwartungsgemäß mittelmäßige bis drastisch schlechtere Werte erreicht. Wurde in Gruppe 9 nach thermischer Belastung noch 70% an perfektem Rand im Schmelz ermittelt, finden sich dentinbegrenzt nur noch 44% an perfekter Adaptation. Nach mechanischer Belastung kann die Gruppe 9 an die schlechten Werte mit 9% perfekter Rand anschließen.

In Gruppe 11 wurden nach thermischer Belastung im Dentin nur noch 3% an marginaler Adaptation (perfekter Randschluss) ermittelt, im Schmelzbereich ebenfalls nur 3%. Sonst werden in diesen Gruppen Verschlechterungen erzielt, die an die 100% marginale Desintegrität heranreichen. Hannig et al. (1999 und 2001) untersuchten u.a. Resulcin AM und attestierten vergleichbare Werte zur konventionellen Säure-Ätz-Technik und einen stabilen Verbund zum Dentin. Allerdings ist ein vollkommen spalt-/rissfreier Verbund sehr schwierig zu erzielen (Hannig und Friedrichs 2001). Clearfil SE hat in vielen Studien seine Wirksamkeit bewiesen. In einer Untersuchung resultierten für Clearfil SE gegenüber Protect Bond und G-Bond die höchsten, aber in der Gesamtbewertung vergleichbare Haftkräfte (Sidhu et al. 2007). Perdigao et al. (2006) haben im Dentinbereich die höchsten Haftkräfte für Clearfil SE ermittelt. Ebenso bewertete die Gruppe um Proenca (2007) die Dentin-Haftwerte von SE Bond als sehr gut und konnte mit zusätzlichem Ätzen durch Phosphorsäure keine Steigerung der Haftwerte verzeichnen (Proenca et al. 2007). Peumans et al. (2007) untersuchten Clearfil SE über einen Zeitraum von 5 Jahren und stellten ein „exzellentes, klinisches“ Ergebnis für den Dentin- und

Schmelzbereich fest. Sie verzeichneten durch zusätzliches Ätzen im Schmelzbereich einen Anstieg in der marginalen Adaptation.

Dies lässt die Schlussfolgerung zu, dass die schlechten Ergebnisse der 8-11 nicht auf die Adhäsivsysteme zurückzuführen sind, sondern den Kompositen bzw. der Materialkombination Adhäsivsystem/Komposit anzulasten sind, da sich die klinische Zuverlässigkeit für die in diesen Gruppen getesteten Adhäsive schon seit Jahren in wissenschaftlichen Untersuchungen belegen lässt.

5.4. Interne Adaptation

In den beiden vorangegangenen Kapiteln wurden die Ergebnisse für die schmelzbegrenzten und dentinbegrenzten Füllungsråder nach der rasterelektronenmikroskopischen Analyse aufgezeigt. An der geätzten Schmelzoberfläche war zumeist ein dichter, belastbarer Verbund zu erzielen (Haller und Blunck 2003). Problematischer stellt sich die Adaptation des Komposits am Dentin dar.

Der klinische Misserfolg von Kompositrestaurationen ist oft verbunden mit der Polymerisationsschrumpfung (Hannig und Femerling 1998). Diese Schrumpfkkräfte führen zu Undichtigkeiten, Zahndeformationen und Spannungen im Füllungsmaterial. Ebenso führt das feuchte Milieu der Mundhöhle zu Hydrolyseerscheinungen im Bereich des Adhäsivverbundes, was zum Nachlassen der Haftkräfte, bis hin zur Auflösung des Verbundes führen kann. Auch die neuesten self-etch Systeme können Mikroleakage-Phänomene nicht verhindern (Hannig und Fu 2001).

Am Außenrand der Restauration lassen sich marginale Spaltbildungen und Ungenauigkeiten anhand der mikroskopischen Analyse gut kontrollieren. Jedoch können diese Undichtigkeiten auch im inneren Bereich der Füllung, am Übergang Dentin und Komposit, auftreten. Microleakage-Bildung, Bakterienpenetration ins Zahninnere und Sekundärkaries-Entstehung sind die möglichen Folgen eines unzureichenden Randschlusses des Füllungsmaterials.

Der Farbstoffpenetrationstest stellt hier eine Ergänzung zur mikroskopischen Analyse des Füllungsrandes dar und bietet die Möglichkeit, den Komposit/Dentinverbund in einer 2. Ebene zu überprüfen (Neme et al. 2002, Hannig und Fu 2001). Der in dieser Studie durchgeführte Farbstoffpenetrationstest mit 0,5% Methylen-Blau Lösung stellt ein bekanntes und anerkanntes Verfahren zur Analyse der internen Adaptation dar (Hannig und Fu 2001, Fu et al. 2007).

Nach 24 h Lagerung in der Farbstofflösung wurde der Zahn mittels Sagittalschnittes in zwei Hälften zerlegt und fotografiert. Anhand einer Gradeinteilung von 1-5 konnte die Eindringtiefe des Farbstoffes klassifiziert werden.

Die Ergebnisse der Farbstoffanalyse fügten sich sehr gut in die Auswertung der rasterelektronenmikroskopischen Analyse des Randschlussverhaltens ein und unterstreichen das Gesamtergebnis dieser Studie. Die Produkte der Firma Kuraray lieferten gute Ergebnisse hinsichtlich der internen Adaptation. S³ konnte die guten Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung nach Wasserlagerung, Thermowechselbelastung und mechanischer Belastung im Farbstoffpenetrationstest bestätigen und erreichte den Grad 0,5 der Eindringtiefe des Farbstoffs. Die beiden weiteren Produkte der Firma Kuraray in dieser Untersuchung, Clearfil Protect Bond und Clearfil SE, zeigten ebenso gute Ergebnisse. Bei Vergleich der Ergebnisse der Gruppen 8 und 9 nach dem Farbstoffpenetrationstest sowie nach der Auswertung der im Dentin gelegenen Füllungsråder nach mechanischer Belastung zeigte sich nach Anwendung von Clearfil SE ein deutlich besseres Ergebnis als nach Anwendung von Resulcin Aqua Prime bei gleichzeitiger Verwendung von LC Apa Ceram als Komposit. Ernst et al. (2004) untersuchten Resulcin Aqua Prime im Vergleich von total-etch und self-etch Produkten mittels Farbstoffpenetrationsverfahren und stellten fest, dass die total-etch Produkte eine deutlich bessere marginale Adaptation erzeugen. Hannig et al. (2004) untersuchten Resulcin Aqua Prime hinsichtlich der internen Adaptation und konnten keine Empfehlung für dieses Adhäsivsystem aussprechen. Ernst et al. (2008) untersuchten u. a. Clearfil SE, S³ und iBond mittels Farbstoffpenetrationstest und bescheinigten den drei Produkten annähernd gleich gute Werte im Dentinbereich, lediglich im Schmelzbereich stellte sich iBond schlechter dar. In einer Studie von Owens und Johnson (2007), die die marginale Permeabilität von verschiedenen self-etch Adhäsivsystemen, u.a. iBond, G-Bond und S³ mit Hilfe der Farbstoffpenetration analysierten, wurde für S³ das beste Ergebnis im Dentinbereich postuliert. Owens et al. (2006) führten einen Vergleich von total-etch und self-etch Systemen durch und überprüften die interne Adaptation des Adhäsivsystems. Das total-etch System lieferte bessere Ergebnisse bezüglich marginaler Durchlässigkeit als die self-etch Systeme, von denen iBond den besten Haftverbund erzielte.

5.5. Schlußfolgerung

Zahnfarbene Füllungen im Seitenzahnbereich werden aufgrund der zunehmend höheren ästhetischen und gesundheitlichen Ansprüche der Patienten immer stärker nachgefragt. Gleichzeitig ist die Entwicklung auf dem Gebiet der Adhäsivsysteme in wenigen Jahren rapide fortgeschritten. Das macht Studien dieser Art, die sowohl neue Produkte wie auch unterschiedliche Anwendungen der Materialien untersuchen, unablässig. Ebenso erscheinen Langzeitstudien sinnvoll, die sich der Biokompatibilität und Haltbarkeit von Kompositfüllungen widmen, denn der dentinbegrenzte Approximalbereich stellt hohe Ansprüche an ein Adhäsivsystem (Hannig und Friedrich 2001). Zur Zeit bewerben die Hersteller die Zeitersparnis und Einfachheit der Anwendung durch ihre All-in-one Produkte.

In der vorliegenden Arbeit konnten im Schmelzbereich in den Versuchsgruppen 1 (Clearfil Protect Bond) und 2 (S³), im Dentinbereich in den Versuchsgruppen 1 (Clearfil Protect Bond), 2 (S³), 3 (iBond) und 7 (G-Bond) die besten Ergebnisse erreicht werden. Es kam in allen untersuchten Gruppen nach den Belastungstests zu einer Verschlechterung der Randqualität der Füllung im Schmelz- und Dentinbereich. Die Gruppen 8 (Resulcin / LC Apa Ceram), 10 (Resulcin / LC Mikrofillhybrid), 11 (Clearfil SE / LC Mikrofillhybrid) lieferten sowohl im Schmelz- als auch im Dentinbereich die schlechtesten Ergebnisse dieser Studie und müssen auf das Füllungsmaterial bzw. die Kombination des Haftvermittlers mit den verwendeten Kompositen zurückgeführt werden. Den besten Randschluß im Schmelzbereich zeigte das self-etch Adhäsivsystem Clearfil Protect Bond, das auch im Dentinbereich noch akzeptable Ergebnisse lieferte. Die besten Resultate für das Kriterium „Perfekter Rand“ im Dentinbereich erreichten die all-in-one Produkte G-Bond (Gruppe 7) und iBond (Gruppe 3), die im Schmelzbereich mittelmäßige bis schlechte Ergebnisse erzielten. Die Analyse der internen Adaptation belegt diese Ergebnisse. iBond und S³ zeigten den dichtesten Verbund, ebenso lieferten Clearfil Protect Bond und G-Bond gute Ergebnisse.

Konkrete Empfehlungen für ein einzelnes System lassen sich daher anhand dieser Studie nicht aussprechen. Es ist jedoch festzustellen, daß die Entwicklung neuer Adhäsivsysteme, deren Handhabung einfacher und weniger zeitaufwendig für den Anwender ist, sehr erfolgsversprechend erscheint. Aktuelle Untersuchungen auf diesem Gebiet sind aber dringend notwendig, um nicht den Überblick über das Angebot auf dem Markt befindlicher Systeme und deren Qualitätsunterschiede zu verlieren, was diese Studie ebenso deutlich macht.

6. Literaturverzeichnis

Amano S., Yamamoto A., Tsubota K., Rikuta A., Miyazaki M., Platt J.M., Moore B.K.
Effect of Thermal Cycling on Enamel Bond Strength of Single-step Self-etch
Systems.

Oper Dent 31, 616-622 (2006)

Barteczko I., Fischer-Brandies H., Albers H.-K.

Einfluss der Schmelzkonditionierung auf die Schmelzmorphologie und die
Haftfestigkeit von Brackets.

Dtsch Zahnärztl Z 61, 97-101 (2006)

Behrend B., Geurtsen W.

Long-term effects of four extraction media on the fluoride release from four polyacid-
modified composite resins (compomers) and one resin-modified glass-ionomer
cement.

J Biomed Mater Res 58, 631-7 (2001)

Benz C., Hickel R.

Die Qualität von Klasse-II-Kompomerfüllungen nach 4 Jahren.

Dtsch Zahnärztl Z 60, 200-202 (2005)

Blunck U., Haller B.

Klassifikation von Bondingsystemen.

Quintessenz 50, 1021-1033 (1999)

Blunck U., Roulet J.F.

Einfluß der Wasserlagerung auf die Wirksamkeit von Dentinadhäsiven.

Dtsch Zahnärztl Z 52, 806-808 (1997)

Boeckler L., Schaller H.-G., Gernhardt R.

Klinische Erfahrungen mit dem selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittler AdheSE
in Klasse I- und II- Kavitäten – Einjahresergebnisse.

Dtsch Zahnärztl Z 62, 452-457 (2007)

Boer W.M.

Überblick über die Möglichkeiten der ästhetischen Zahnheilkunde mit direkten Kompositfüllungen.

Quintessenz 49, 871-881 (1998)

Bortolotto T., Doudou W., Stavridakis M., Ferrari M., Krejci I.

Marginal adaptation after aging of a self etching adhesive containing an antibacterial monomer.

J Adhes Dent 9, 311-317 (2007a)

Bortolotto T., Ferrari M., Tay F., Krejci I.

Degradation of thermo-mechanically loaded adhesive Class V restorations after 18 month of water storage.

Am J Dent 20, 83-89 (2007b)

Bott B., Hannig M., Griemsmann S.

„Sandwich“-Füllungen in dentinbegrenzten Klasse II Kavitäten.

Dtsch Zahnärztl Z 52, 809-812 (1997)

Brackett M.G., Brackett W.W., Haisch L.D.

Microleakage of Class V resin composites placed using self-etching resins: effect of prior enamel etching.

Quintessence Int. 37,109-113 (2006)

Brackett W.W., Ito S., Nishitani Y., Haisch L.D., Pashley D.H.

The microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground enamel.

Oper Dent 31, 520, (2006)

Buonocore M.G.

A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.

J Dent Res 34, 849-853 (1955)

Cabrera E., de la Macorra J.C.

Polymerization shrinkage influences microtensile bond strength.

J Dent Res 86, 227-231 (2007)

Cadenaro M., Antoniolli F., Sauro S., Tay F.R., Di Lenarda R., Prati C., Biasotto M., Contardo L., Breschi L.

Degree of conversion and permeability of dental adhesives.

Eur J Oral Sci 113, 525-530 (2005)

Chen H.Y., Manhart J., Hickel R., Kunzelmann K.H.,

Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins.

Dent Mater 17, 253-259 (2001)

Choi K.K., Condon J.R., Ferracane J.L.

The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite.

J Dent Res 79, 812-817 (2000)

Da Cunha Mello F.S., Feilzer A.J., de Gee A.J., Davidson C.L.

Sealing ability of eight resin bonding systems in a class II restoration after mechanical fatiguing.

Dent Mater 13, 372-376 (1997)

Danesh G., Davids H., Kaup M., Dammaschke T., Reinhardt K.J., Ott K.

Werkstoffeigenschaften verschiedener Komposite nach Plasma- und Halogenlichtpolymerisation.

Dtsch Zahnärztl Z 56, 161-165 (2001)

Davidson C.L., Abdalla A.I.

Effect of thermal and mechanical load cycling on the marginal integrity of class II resin composite restorations.

Am J Dent 6, 39-42 (1993)

Davidson C.L., Feilzer A.

Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives.

J Dent Res 25, 435-440 (1997)

DGZ - Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung

Beirat Restaurative Zahnerhaltung

Amalgamverbot aus zahnmedizinischer Sicht nicht gerechtfertigt.

Zahnärztl Mitt 92,15, 11 (2002)

Dietrich T., Kraemer M., Lösche G.M., Wernecke K.-D., Roulet J.F.

Influence of dentin conditioning and contamination of the marginal integrity of sandwich II restorations.

Oper Dent 25, 401-410 (2000)

Dietrich T., Lösche G.M., Lösche A.C., Roulet J.F.

Marginal adaptation of direct composite and sandwich restorations in class II cavities with cervical margins in dentin.

J Dent 27, 119-128 (1999)

Dietschi D., Herzfeld D.

In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite Restoration after thermal and occlusal stressing.

Eur J Oral Sci 106, 1033-1042 (1998)

Dietschi D., Scampa U., Campanile G., Holz J.

Marginal adaptation and seal of direct and indirect class II composite resin restoratives: An in vitro evaluation.

Quintessence Int 26, 127-138 (1995)

Dietschi D., De Siebenthal G., Neveu-Rosenstand L., Holz J.

Influence of the restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaptation of resin composite class II restorations: An in vitro evaluation.

Quintessence Int 26, 717-727 (1995)

Dörfer C.E., Staehle H.J., Wurst M.W., Duschner H., Pioch T.

The nanoleakage phenomenon: influence of different dentin bonding agents, thermocycling and etching time.

Eur J Oral Sci 108, 346-351 (2000)

Ergücü Z., Türkün S.

Clinical performance of novel resin composites in posterior teeth: 18-month results.

J Adhes Dent 9, 209-16 (2007)

Ernst C.P.

Direkte adhäsive Restaurationen im Seitenzahnbereich.

Zahnärztl Mitt 97,17, 28-37 (2007)

Ernst C.P., Galler P., Willershausen B., Haller B.

Marginal integrity of class V restorations: SEM versus dye penetration.

Dent mater 24, 319-327 (2008)

Ernst C.P., Kötter T., Victor A., Canbek K., Brandenbusch M., Willershausen B.

Marginal integrity of self- and total-etching adhesives in two different application protocols.

J Adhes Dent 6, 25-32 (2004)

Ernst C.P., Willershausen B.

Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite.

Zahnärztl Mitt 93, 7, 30-40 (2003)

Ernst C.P., Fiedler T., Brandenbusch M., Willershausen B.

In-vitro-Untersuchung zum Randschluss selbstkonditionierender Adhäsive in Klasse-II-Kavitäten.

Dtsch Zahnärztl Z 60, 193-199 (2005)

Feilzer A.J., de Gee A.J., Davidson C.L.

Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers.

J Dent Res 68, 48-50 (1989)

Frankenberger R., Krämer N., Petschelt A.
Fatigue behaviour of different dentin adhesives.
Clin Oral Investig 3, 11-17 (1999)

Frankenberger R., Sindel J., Krämer N.
Extrusion shear bond strenght of composites and compomers to dentin.
J Dent Res 75 (spec issue), 394, Abstract no 3010 (1996)

Fu B., Hannig M.
Effect of air-abrasion and resin composite on mikroleakage of class V restorations
bonded with self-etching primers.
J Adhes Dent 3, 265-272 (2001)

Fu B., Shen Y., Wang H., Hannig M.
Sealing ability of dentin adhesives/desensitizer.
Oper dent 32, 496-503 (2007)

Fu B., Sun X., Qian W., Shen Y., Chen R., Hannig M.
Evidence of chemical bonding to hydroxyapatite by phosphoric acid esters.
Biomaterials 26, 5104-5110 (2005)

Fukegawa D., Hayakawa S., Yoshida Y., Suzuki K., Osaka A., Van Meerbeek B.
Chemical interaction of phosphoric acid ester with hydroxyapatite.
J Dent Res 85, 941-944 (2006)

Gängler P., Hover I., Montag R.
Clinical evaluation of posterior composite restorations: the 10-year report.
J Adhes Dent 3, 185-194 (2001)

Glockner K., Reich M.E., Kos S., Keil C., Ebeleseder K., Städtler P.
Randadaptation von verschiedenen zahnfarbenen Klasse II Restaurationen.
Dtsch Zahnärztl Z 53, 775-780 (1998)

Gnauck M., Rzanny A., Welker D., Küpper H.

Experimentelle 3-Medien- und Bürstenabrasion von Kompositen.

Dtsch Zahnärztl Z 60, 100-104 (2005)

Haller B.

Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern.

Dtsch Zahnärztl Z 49, 750-759 (1994)

Haller B., Blunck U.

Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme.

Zahnärztl Mitt 93, 7, 48-93 (2003)

Hannig M., Bott B.

Randschlußverhalten von plastischen zahnfarbenen Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten.

Dtsch Zahnärztl Z 55, 134-138 (2000)

Hannig M., Bock H., Bott B., Hoth-Hannig W.

Inter-crystallite nanoretention of self-etching adhesives at enamel imaged by transmission electron microscopy.

Eur J Oral Sci 110, 464-470 (2002)

Hannig M., Bott B., Emmermann A.

Randschlußverhalten von Klasse-II-Kompositfüllungen nach Schmelzkonditionierung mit selbstätzenden Primern.

Dtsch Zahnärztl Z 54, 133-136 (1999)

Hannig M., Bott B., Möller O.

Das Randschlußverhalten von Kompositfüllungen mit Keramikinserts in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten.

Dtsch Zahnärztl Z 50, 828-831 (1995)

Hannig M., Femerling T.

Influence of air-abrasion treatment on the interfacial bond between composite and dentin.

Oper Dent 23, 258-265 (1998)

Hannig M., Friedrichs C.

Comparative In-vivo- and In-vitro-Investigation of interfacial bond variability.

Oper Dent 26, 3-11 (2001)

Hannig M., Gräfe A., Atalay S., Bott B.

Microleakage and SEM evaluation of fissure sealants placed by use of self-etching priming agents.

J Dent 32, 75-81 (2004)

Hannig M., Kreuzkamp H., Albers H.K.

Zur Bedeutung der Wasserlagerung für die marginale Adaptation von Kompositfüllungen.

Dtsch Zahnärztl Z 49, 595-600 (1994)

Hannig M., Nagel G.

Die In-vitro Randständigkeit verschiedener Zahnhalsfüllungen nach Thermowechsel- und okklusalen Druckbelastungen.

Dtsch Zahnärztl Z 49, 454-458 (1994)

Hannig M., Reinhardt K.J., Bott B.

Self etching primer vs phosphoric acid: An alternative concept for composite-to-enamel bonding.

Oper Dent 24, 172-180 (1999)

Hannig M., Reinhardt K.J., Bott B.

Composite-to-dentin bond strength, micromorphology of the bonded dentin interface and marginal adaption of class-II-composite resin restorations using self-etching primers.

Oper Dent 26, 157-165 (2001)

Hannig M., Weinle S., Albers H.K.

Der Einfluß modifizierter Präparationsformen auf die Randqualität von Kompositinlays aus SR-Inosit.

Dtsch Zahnärztl Z 46, 609-611 (1991)

Heidemann D., Hellwig E., Hickel R., Klaiber B., Staehle H.J.

Direkte Kompositrestaurationen - Erweiterte Anwendung im Front- und Seitenzahngebiet.

Übersicht der DGZ und der dt. Hochschullehrer für Zahnerhaltung

Dtsch Zahnärztl Z 58, 387-388 (2003)

Heidemann D., Hellwig E., Hickel R., Klaiber B., Staehle H.J.

Bewertung direkter Komposit-Restaurationen.

Übersicht der DGZ und der dt. Hochschullehrer für Zahnerhaltung (2003)

Homepage DGZ: www.dgz-online.de

Helbig E.B., Klimm H.W., Rietschel J., Schreger E., Richter G., Haufe E.

Ein Total-Etch-Einkomponenten- und ein selbstätzendes Zwei-Komponentenadhäsiv im klinischen Dreijahrestest.

Dtsch Zahnärztl Z 60, 457-463 (2005)

Hellwig E., Klimek J., Attin T.

Einführung in die Zahnerhaltung.

Urban und Fischer 1999, 2006

Hickel R.

Moderne Füllungswerkstoffe.

Dtsch Zahnärztl Z 52, 572-585 (1997)

Hickel R., Ernst , Haller B.

Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich – Indikation und Lebensdauer. Stellungnahme der DGZ und DGZMK

Dtsch Zahnärztl Z 60, 543-545 (2005)

Hickel R., Klaiber B., Ott K., Roulet F., Schmalz G.

Kompositkunststoffe im Seitenzahnbereich. Gemeinsame Stellungnahmen der DGZMK und der DGZ.

Dtsch Zahnärztl Z 55, 216-217 (2000)

Hilton T.J., Ferracane J.L.

Cavity preparation factors and mikroleakage of Class II composite restorations filled at intraoral temperatures.

Am J Dent 12, 123-130 (1999)

Hugo B., Lussi A., Hotz P.

Die Präparation der Schmelzrandschrägung bei approximalen Kavitäten.

Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1181-1188 (1992)

Huth K., Manhart J., Selbertinger A., Paschos E., Kaaden C., Kunzemann K.H., Hickel R.

4-year clinical performance and survival analysis of class I and II compomer restorations in permanent teeth.

Am J Dent 17, 51-55 (2004)

Imazato S., Kuramoto A., Takahashi Y., Ebisu S., Peters M.C.

In vitro antibacterial effects of the dentin primer of Clearfil Protect Bond.

Dent Mater 22, 527-32 (2006)

Inoue S., Koshiro K., Yoshida Y., De Munck J., Nagakane K., Suzuki K., Sano H., Van Meerbeek B.

Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin.

J Dent Res 84, 1160-1164 (2005)

Ishikawa A., Shimada Y., Foxton RM., Tagami J.

Micro-tensile and micro-shear bond strengths of current self-etch adhesives to enamel and dentin.

Am J Dent 20, 161-166 (2007)

Jahn K.R.

Zahnärztliches Amalgam- ein Füllungsmaterial mit Zukunft?

Dtsch Stomatol 40, 409-411 (1990)

Junqueira L.C., Caneiro J.

Histologie.

Springer Verlag Berlin, 477-481 (1996)

Karrer M.

Das schöne Gesicht mit schönen Zähnen: Reiz und Grenzen der Gestaltung.

Dtsch Zahnärztl Z 59, 248-256 (2004)

Kemp-Scholte C.M., Davidson C.L.

Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems.

J Prosthet Dent 64, 658-664 (1990)

Kielbassa A.M., Schulte-Monting J., Garcia-Godoy F., Meyer-Lueckel H.

Initial in situ secondary caries formation: effect of various fluoride-containing restorative materials.

Oper Dent. 28, 765-772 (2003)

Klimm W., Buchmann G., Dorniok R., Pöschmann M., Koch R.

Mikrobielle Randbesiedelung bei Klasse V Restaurationen In-vitro.

Dtsch Zahnärztl Z 51, 90-95 (1996)

Knobloch L.A., Gailey D., Azer S., Johnston W.M., Clelland N., Kerby R.E.

Bond strengths of one- and two-step self-etch adhesive systems.

J Prosthet Dent 97, 216-222 (2007)

Koshiro K., Sidhu S.K., Inoue S., Ikeda T., Sano H.

New concept of resin-dentin interfacial adhesion: the nanointeraction zone.

J Biomed Mater Res B Appl Biomater 77, 401-408 (2006)

Körber K., Ludwig K.

Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie.

Stuttgart, Thieme Verlag (1982)

Krejci I., Lutz F.

In-vitro Testverfahren zur Testung dentaler Restaurationssysteme:

Korrelation mit in-vivo Resultaten.

Schweiz Monatszeitschr Zahnmed 100, 1145-1449 (1990)

Krejci I., Lutz F., Krejci D.

Zahnfarbene Restaurationen.

Schweiz Monatszeitschr Zahnmed 101, 1163-1168 (1991)

Lösche A.C., Lösche G.M., Roulet J.F.

The effect of prolonged waterstorage on marginal adaptation of class II fillings.

J Dent Res 75, (spec issue), 394, Abstract no. 3013 (1996)

Manhart J., Chen H.Y., Hickel R.

The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations.

J Am Dent Assoc 132, 639-645 (2001)

Manhart J., Chen H.Y., Kunzelmann K.H., Hickel R.

Haftkraft und Randverhalten moderner Einflaschen-Haftvermittlersysteme und Komposite zum Dentin.

Dtsch Zahnärztl Z 55, 128-133 (2000)

Manhart J., Hollwich B., Mehl A., Kunzelmann K.H., Hickel R.

Randqualität vonOrmocer- und Kompositfüllungen in Klasse-II-Kavitäten nach künstlicher Alterung.

Dtsch Zahnärztl Z 54, 89-95 (1999)

Manhart J., Kunzelmann K.H., Chen H.Y., Hickel R.

Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins.

Dent Mater 16, 33-40 (2000)

Manhart J., Kunzelmann K.H., Chen H.Y., Hickel R.

Mechanical properties of new composite restorative materials.

J Biomed Mater Res 53, 353-361 (2000)

Mitsui F.H.O., Peris A.R., Cavalcanti A.N., Marchi G.M., Pimenta L.A.F.

Influence of thermal and mechanical load cycling on mikrotensile bond strengths of total and self-etching adhesive systems.

Oper Dent 31, 240-247 (2006)

Mjör I.A.

Side effects of dental materials.

BMJ. 309, 621-622 (1994)

Mjör I.A.

Biological side effects to materials used in dentistry.

J R Coll Surg Edinb 44, 146-149 (1999)

Moreira da Silva E., dos Santos G.O., Guimaraes J.G.A., BArcellos A.A.L., Sampaio E.M.

The Influence of C-factor, Flexural Modulus and Viscous Flow on Gap Formation in Resin Composite Restorations.

Oper Dent 32, 356-362 (2007)

Nakabayashi N., Nakamura M., Yasuda N.

Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism.

J Esthet Dent 3, 133-138 (1991)

Neme A.L., Maxson B.B., Pink F.E., Aksu M.N.

Mikroleakage of class II packable resin composites lined with flowables: An in vitro study.

Oper Dent 27, 600-605 (2002)

Noack M.J .

Quantitative Füllungsrandanalyse von Frontzahnkompositen im Rasterelektronenmikroskop nach thermischer Wechselbelastung.

Dtsch Zahnärztl Z 43, 295-299 (1988)

Owens B.M., Johnson W.W.

Effect of single step adhesives on the marginal permeability of class V resin composites.

Oper Dent 32, 67-72 (2007)

Owens B.M., Johnson W.W., Harris E.F.

Marginal permeability of self-etch and total-etch adhesive systems.

Oper Dent 31, 60-67 (2006)

Paranipe A., Bordador L.C.F., Wang M., Hume W.R., Jewett A.

Resin Monomer 2-Hydroxyethyl Methacrylate (HEMA) is a Potent Inducer of Apoptotic Cell Death in Human and Mouse Cells.

J Dent Res 84, 172-177 (2005)

Perdigao J., Dutra-Correa M., Castilhos N., Carmo A.R., Anauate-Netto C., Cordeira H.J., Amore R., Lewgoy H.R.

One-year clinical performance of three self-etch adhesives in posterior restorations.

Am J Dent 20, 125-133 (2007)

Perdigao J., Gomes G., Gondo R., Fundingsland JW.

In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I- microtensile bond strengths.

J Adhes Dent 8, 367-373 (2006)

Perdigao J., Pires Lopes L., Lambrechts P., Leitao J., van Meerkeek B., Vanherle G.

Enamel bond strengths and SEM evaluation of a self-etching primer.

J Dent Res 76, 314, Abstract no. 2408 (1997)

Peumans M., De Munck J., Van Landuyt K., Lambrechts P., van Meerbeek B.,
Three-year clinical effectiveness of a two-step-self-etch adhesive in cervical lesions.
Eur J Oral Sci 113, 512-518 (2005)

Peumans M., De Munck J., Van Landuyt K., Lambrechts P., van Meerbeek B.
Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive.
J Adhes Dent 9, 7-10 (2007)

Proenca J.P., Polido M., Osorio E., Erhardt M.C., Aguilera F.S., Garcia-Godaoy F.,
Osorio R., Toledano M.
Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems.
Dent Mater 23, 1542-8 (2007)

Ratnaweera P.M., Nikaido T., Weerasinghe D., Wettasinghe K.A., Miura H., Tagami
J.
Micro-shear bond strength of two all-in-one adhesive systems to unground fluorosed
enamel.
Dent Mater J., 26, 355-60 (2007)

Reichel F.X.
Toxikologie zahnärztlicher Restaurationsmaterialien.
Zahnärztl Mitt 93, 74-80 (2003)

Rosa B.T., Perdigao J.
Bond strength of nonrinsing adhesives.
Quintessence Int 31, 353-358 (2000)

Roulet J.F.
Zahnfarbene Restaurationen als Amalgamersatz.
Dtsch Zahnärztl Z 49, 859-866 (1994)

Schmalz G., Geurtsen W., Arenholt-Bindslev D.
Die Biokompatibilität von Komposit-Kunststoffen.
Dtsch Zahnärztl Z 60, 563-570 (2005)

Schoch M., Krämer N., Frankenberger R., Petschelt A.
Fissurenversiegelung mit einem fließfähigen Komposit.
Dtsch Zahnärztl Z 54, 459-462 (1999)

Sidhu S.K., Omata Y., Tanaka T., Koshiro K., Spreafico D., Semeraro S.,
Mezzanzanica D., Sano H.
Bonding Characteristics of newly developed all-in-one adhesives.
J Biomed Mater Res B Appl Biomater 80, 297-303 (2007)

Soltesz, U.
Polymerisationsschrumpfungen einiger neuerer Komposit-Füllungswerkstoffe.
Zahnärztl Mitt 88 ,11, 52-54 (1998)

Soltesz, U.
Polymerisationsschrumpfungen einiger neuerer Komposit-Füllungswerkstoffe.
Zahnärztl Mitt 94, 54-60 (2004)

Spreafico R.C., Krejci I., Dietschi D.
Clinical performance and marginal adaptation of class II direct and semidirect
composite restorations over 3,5 years in vivo.
J Dent 33,499-507 (2005)

Swift E.J., Perdigao J., Heymann H.O.
Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art.
Quintessence Int 26, 95-110 (1995)

Tay F.R., Pashley D.H., Yoshiyama M.
Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives.
J Dent Res 81, 472-6 (2002)

Taylor M.J., Lynch E.
Microleakage.
J Dent 20, 3-10 (1992)

Thonemann B., Federlin M., Schmalz G., Hiller K.A.
Kunststoffausquellung bei Kavitätenrändern im Dentin.
Dtsch Zahnärztl Z 50, 847-850 (1995)

Tinschert J., Wilke M., Esser M., Marx R.
Haftfestigkeit und hydrolytische Beständigkeit neuerer Dentinhaftvermittler.
Dtsch Zahnärztl Z 52, 295-298 (1997)

van Dijken J.W.
Three-year performance of a calcium-, fluoride-, and hydroxyl-ions-releasing resin composite.
Acta Odontol Scand 60, 155-9 (2002)

Van Landuyt K.L., De Munck J., Snauwaert J., Coutinho E., Poitevin A., Yoshida Y., Inoue S., Peumans M., Suzuki K., Lambrechts P., Van Meerbeek B.
Monomer-Solvent Phase Separation in One-step Self-etch Adhesives.
J Dent Res 84, 183-188 (2005)

Van Meerbeek B., De Munck J., Yoshida Y., Inoue S., Vargas M., Vijay P., Van Landuyt K., Lambrecht P., Vanherle G.
Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges.
Oper Dent 28, 215-235 (2003)

Van Meerbeek B., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.
Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate.
Dtsch Zahnärztl. Z 49, 977-984 (1994)

Wiegand A., Buchalla W., Attin T.
Review on fluoride-releasing restorative materials--fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation.
Dent Mater 23, 343-362 (2007)

Wirz J., Dillena P., Schmidli F.
Quecksilbergehalt im Speichel.
Quintessenz 42, 1161 (1991)

Yip H.K., Smales R.J.

Fluoride release from a polyacid-modified resin composite and 3 resin-modified glass-ionomer materials.

Quintessence Int 31, 261-6 (2000)

Yoshida Y., Nagakane K., Fukuda R., Nakayama Y., Okazaki M., Shintani H., Inoue S., Tagawa Y., Suzuki K., De Munck J., Van Meerbeek B.

Comparative study on adhesive performance of functional monomers.

J Dent Res 83, 454-8 (2004)

7. Danksagung

Die vorliegende Arbeit habe ich als Dissertation im Juli 2008 fertiggestellt.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinem verehrten Doktorvater Herrn Professor Dr. med. dent. Matthias Hannig, der die Anregung zu dieser Studie gegeben hat und mich während meiner gesamten Arbeit engagiert betreut hat.

Ebenso danke ich allen Mitarbeitern der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde, insbesondere Frau Dr. Huber.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Oberarzt Dr. med. dent. Fuad Al Marrawi, der mich bei der Arbeit am Rasterelektronenmikroskop betreut hat und mir bezüglich der statistischen Auswertung stets freundlich und kompetent zur Seite stand.

Ganz herzlich möchte ich mich auf diesem Wege bei Herrn Dr. U. Werner und Herrn Dipl. Ing. J. Schmauch vom Institut für Neue Materialien in Saarbrücken bedanken, die es mir ermöglichten, Teile der Untersuchungen im Forschungslabor in Saarbrücken durchzuführen.

Ein weiterer Dank gilt Frau W. Hoth-Hannig für die Betreuung während der Arbeit im Labor der Zahnklinik.

Meiner Freundin Manuela möchte ich für ihre Motivation und moralischen Beistand danken.

Meinen Eltern danke ich für ihre Unterstützung in allen Phasen meines Lebens und beruflicher Ausbildung. Ihnen ist diese Arbeit gewidmet.

Juli 2008,

Christoph Frederick Schoppe

LEBENS LAUF

Christoph Frederick Schoppe

Persönliche Angaben	Geburtsdatum	29.09.1974
	Geburtsort	Saarbrücken
	Staatsangehörigkeit	deutsch
	Familienstand	ledig
	Familie Eltern	Dr. Johannes Schoppe, Zahnarzt Erina Schoppe, Lehrerin
	Geschwister	Dr. Carsten Schoppe, Zahnarzt Claudia Schoppe, M.T.A. Marcus Schoppe, Dipl Betriebswirt
Schulbildung	1981-1985	Grundschule Eschberg, Saarbrücken
	1985-1991	Willi-Graf-Gymnasium, Saarbrücken
	1991-1994	Wirtschaftswissenschaftliches Gymnasium, Saarbrücken
Berufsausbildung	1994-1996	Ausbildung zum Industriekaufmann, Tailor Hoff, Saarbrücken
	1996-1997	Zivildienst Krankenhaus Bethanien, Hamburg
Studium	WS 97/98	Studium der Zahnmedizin Universitätskrankenhaus Eppendorf Hamburg
	WS 02/03	Studium der Zahnmedizin Universität Rostock
	2004	Staatsexamen
Nebentätigkeiten	1998-2002	freie Mitarbeit im Dentallabor Dental Design Oliver Reichert, Hamburg
Assistenzzeit	2004	Dr. F. J. Konrad Bruchmühlbach/Miesau
Berufsausübung	2006	Gemeinschaftspraxis Dres. Endres Homburg/Saar
Promotion	seit 02/05	Doktorand an der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde Universitätsklinikum des Saarlandes (Prof. Dr. M. Hannig)

